

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Měření a analýza biosignálů při zobrazovacích vyšetřeních**  
**Measurement and Analysis of Biosignals in Imaging**  
**Examinations**

**2018**

**Bc. Jan Polomík**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jan Polomík**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Měření a analýza biosignálů při zobrazovacích vyšetřeních**  
**Measurement and Analysis of Biosignals in Imaging Examinations**  
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření biopotenciálů.
2. Seznámení se s problematikou měření biosignálů zobrazovacími technikami.
3. Seznámení se s problematikou alternativních biopotenciálových elektrod.
4. Návrh a realizace měřicího řetězce s využitím biopotenciálových elektrod.
5. Měření a testování.
6. Analýza a statistické zpracování měřených dat.
7. Zhodnocení dosažených výsledků měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995, xxxii, 2862 s. ISBN 0-8493-8346-3/978-0849383465.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] CARR, Joseph J a John M BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001, xv, 743 s. ISBN 0-13-010492-2.
- [4] MACKAY, R. Stuart. *Bio-medical telemetry: sensing and transmitting biological information from animals and man*. 2nd ed. New York: IEEE Press, c1993, xiv, 540 s. ISBN 0-7803-4718-8.
- [5] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors : physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010, xv, 663 s. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- [6] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. Hoboken: Wiley, c1998, xix, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.
- [7] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002, xi, 279 s. ISBN 0-12-550711-9.
- [8] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995, 512s. ISBN 0195058232, ISBN 978-0195058239.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

## **Prohlášení studenta**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....  
Bc. Jan Polomík

Datum odevzdání diplomové práce: 30. 4. 2018

V Ostravě

dne 25. 4. 2018



## **Poděkování**

Chtěl bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za cenné rady, konzultace, zajištění odborných pracovišť a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

Zároveň bych rád poděkoval panu RNDr. Jaroslavu Stejskalovi, CSc za pomoc, cenné rady a konzultace týkající se problematiky vodivých polymerů a Ing. Patrycje Bober, Ph.D. za pomoc a cenné rady při jejich výrobě v laboratořích Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze.

Dále bych chtěl poděkovat Ing. Ivetě Bryjové a doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za zajištění odborných pracovišť pro realizaci měření a testování.

## **Abstrakt**

Diplomová práce se zabývá testováním nekovových biopotenciálových polypyrrolových (PPy) elektrod a polyanilinových (PANI) svodů (vodičů) z hlediska tvorby obrazových artefaktů a schopnosti snímat a přenášet EKG signál při zobrazovacích vyšetřeních. Teoretická část diplomové práce je věnována popisu počítačové tomografie (CT) a magnetické rezonance (MRI). V praktické části diplomové práce jsou PPy elektrody a PANI vodiče testovány na fantomech, dobrovolnících a také zvířeti z hlediska tvorby obrazových artefaktů a schopnosti měřit EKG signál při RTG, CT a MRI vyšetření.

## **Klíčová slova**

Polymerové biopotenciálové elektrody, polymerové vodiče, MRI kompatibilní elektrody, MRI kompatibilní vodiče, měření EKG při MRI, měření EKG při CT

## **Abstract**

The thesis deals with the testing of non-metallic biopotential polypyrrole (PPy) electrodes and polyaniline (PANI) lead wires (conductors) as to the creation of image artefacts and the ability to capture and transmit the ECG signal during imaging examinations. The theory section of the thesis is devoted to the description of computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). In the empirical section of the thesis, the PPy electrodes and PANI conductors are tested with phantoms, volunteers and an animal as to the creation of image artefacts and the ability to measure the ECG signal during X-Ray, CT and MRI examinations.

## **Key Words**

Polymer-based biopotential electrodes, polymer-based conductors, MRI-compatible electrodes, MRI-compatible conductors, ECG measurement during MRI, ECG measurement during CT.

# Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek .....	10
Seznam ilustrací .....	11
Seznam tabulek .....	21
1 Úvod .....	23
2 Počítačová tomografie (CT) .....	24
2.1 Generace CT .....	24
2.1.1 První generace CT .....	25
2.1.2 Druhá generace CT .....	25
2.1.3 Třetí generace CT .....	26
2.1.4 Čtvrtá generace CT .....	27
2.1.5 Spirální CT .....	27
2.2 Šíření X-záření .....	28
2.3 Radonova transformace .....	30
2.4 Rekonstrukce obrazu .....	31
2.4.1 Iterativní metoda .....	32
2.4.2 Zpětná projekce a filtrovaná zpětná projekce .....	33
2.5 Obrazové artefakty .....	34
2.5.1 Vytvrzování svazku .....	34
2.5.2 Kovové artefakty .....	34
2.5.3 Vzorkovací artefakty .....	35
2.5.4 Parciální objemové artefakty .....	35
2.5.5 Kruhové artefakty .....	35
2.5.6 Rozptylové artefakty .....	35
3 Magnetická rezonance (MRI) .....	37
3.1 Princip MRI .....	38
3.1.1 Relaxační časy $T_1$ a $T_2$ .....	40
3.2 Zobrazovací sekvence .....	41
3.2.1 Spin echo sekvence .....	42
3.2.2 Gradient echo sekvence .....	42
3.2.3 Echo planar imaging (EPI) sekvence .....	43
3.2.4 Magnetization-prepared (MP) sekvence .....	43

3.3	Působení magnetického pole na feromagnetické objekty .....	43
3.4	Interakce magnetického pole s aktivními a pasivními implantáty .....	44
3.5	Snímání EKG v prostředí MRI .....	44
4	Rešerše publikované literatury.....	47
4.1	Východiska rešerše.....	47
4.2	Výsledky rešerše .....	65
5	Návrh, realizace a testování polymerových svodů .....	67
5.1	Návrh polymerových svodů.....	67
5.2	Realizace polymerových svodů .....	68
5.2.1	Postup polymerace uhlíkového vlákna standardním polyanilinem .....	68
5.2.2	Měření odporu PANI uhlíkového vlákna.....	71
5.3	Testování polymerových svodů .....	72
5.4	Výsledky testování polymerových svodů .....	73
6	Návrh, realizace a testování polymerových elektrod a svodů na CT .....	75
6.1	Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů.....	75
6.2	Příprava a výroba testovacích modelů agaru a PET lahve.....	76
6.3	Realizace testování PPy elektrod .....	77
6.3.1	Výsledky testování samotných PPy elektrod .....	80
6.4	Realizace testování PPy elektrod a PANI vodičů jako celku.....	90
6.4.1	Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů jako celku .....	92
6.5	Shrnutí výsledků testování PPy elektrod a PPy elektrod s PANI vodiči .....	101
6.6	Návrh měření EKG při CT vyšetření na umělém pacientovi.....	102
6.6.1	Realizace měření EKG na umělém pacientovi při CT vyšetření.....	103
6.6.2	Výsledky měření EKG na umělém pacientovi při CT vyšetření.....	104
7	Návrh, realizace a testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření .....	111
7.1	Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření .....	111
7.2	Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření .....	112
8	Návrh realizace a testování PPy elektrod a PANI svodů při MRI vyšetření .....	113
8.1	Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolníkovi při vyšetření na MRI ..	113
8.1.1	Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolníkovi při MRI .....	114
8.1.2	Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolníkovi při MRI .....	115
8.2	Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI.....	150
8.2.1	Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI ..	151

8.2.2	Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI..	152
8.3	Shrnutí výsledků testování PPy elektrod a PANI svodů při MRI vyšetření .....	155
9	Závěr .....	156
	Použitá literatura .....	159
	Rešeršní zdroje .....	160

## Seznam použitých symbolů a zkratek

APS	Peroxidisíran amonný
Anilin HCl	Anilin hydrochlorid
CT	Počítačová tomografie
CTDIvol	Objemový kermový index výpočetní tomografie
DLP	Součin kermu a délky pro CT
EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
EPI	Echo planar imaging
ETSE	Echo train spin echo
h	Planckova konstanta
IR	Inversion recovery
MAE	Střední absolutní chyba
MP	Magnetization-prepared
MRI	Magnetická rezonance
MSE	Střední kvadratická chyba
PANI	Polyanilin
PPy	Polypyrrol
PSF	Rozptylová funkce
RF	Radiofrekvenční
RMSE	Odmocnina ze střední kvadratické chyby
RTG	Rentgen
$T_E$	Echo time
$T_R$	Repetition time
$T_1$	Spin-mřížkový relaxační čas
$T_2$	Spin-spinový relaxační čas
$\mu$	Linerání koeficient útlumu

## Seznam ilustrací

Obr. 1 Příklad vyšetřovny s CT skenerem a řídící místností, upraveno podle [3] .....	24
Obr. 2 Schematický nákres principu skenování u CT první generace, upraveno podle [5] .....	25
Obr. 3 Schematický nákres principu skenování u CT druhé generace, upraveno podle [5] ....	26
Obr. 4 Schematický nákres principu skenování u CT třetí generace, upraveno podle [5] .....	26
Obr. 5 Schematický nákres principu skenování u CT čtvrté generace, upraveno podle [5] ....	27
Obr. 6 Schematický nákres principu skenování u spirálního CT, upraveno podle [3] .....	28
Obr. 7 Schéma provedení jednotlivých projekcí při úhlu $\alpha$ , upraveno podle [2] .....	31
Obr. 8 Princip rekonstrukce obrazu iterativní metodou, upraveno podle [8] .....	33
Obr. 9 Ukázka principu zpětné projekce, upraveno podle [1] .....	33
Obr. 10 Nákres MRI přístroje, upraveno podle [6] .....	37
Obr. 11 a) zarovnání jednotlivých magnetických momentů atomů a vznik celkového magnetického momentu $M_0$ , b) detail precesního pohybu jader, upraveno podle [5][6] .....	38
Obr. 12 Nutace vodíkových protonů, praveno podle [9] .....	40
Obr. 13 Možné rozmístění elektrod na těle pacienta a) v případě magnetického pole o síle 3 T a vyšší; b) v případě magnetického pole o síle 1,5 T, upraveno podle [12] .....	45
Obr. 14 Nefiltrovaný EKG záznam naměřený v magnetickém poli o síle a) 1,5 T; b) 3 T; c) 7 T, upraveno podle [12] .....	46
Obr. 15 Schéma EEG elektrodového setu BrainStatus (uprostřed), ukázka jeho aplikace (nalevo) a detail jedné elektrody (napravo) [14] .....	48
Obr. 16 Fantom s připevněným EEG elektrodovým setem a); CT snímek se zakroužkovanými pozicemi elektrod b); MRI snímek ze sekvence T1 SE c); MRI snímek ze sekvence T2 TSE d); MRI snímek ze sekvence T2 FLAIR e) [14] .....	49
Obr. 17 EEG naměřené zároveň elektrodovým setem BrainStatus a klasickými elektrodami umístěnými dle systému 10–20 na pacientovi (muž, 74 let) [14] .....	50
Obr. 18 EEG naměřené zároveň elektrodovým setem BrainStatus a klasickými elektrodami umístěnými dle systému 10–20 na pacientovi (žena, 73 let) [14] .....	50
Obr. 19 Shrnutí výsledků všech experimentů u testovaných elektrod [16] .....	52
Obr. 20 MRI snímky testování elektrod z nerezové oceli a slitiny platiny-iridia na fantomu [16] .....	52
Obr. 21 MRI snímek testování elektrod z nerezové oceli a slitiny platiny-iridia na jablku [16] .....	53

Obr. 22 MWCNT elektroda a) boční pohled; b) horní pohled; c) schematický nákres [17] ...	54
Obr. 23 Snímky z testování CT a MRI kompatibility a) rentgenový snímek Ag/AgCl a MWCNT elektrody; b) CT snímek Ag/AgCl elektrody; c) CT snímek MWCNT elektrody; d) T2-vážený obraz Ag/AgCl elektrody z 0,3 T MRI; e) snímek MWCNT elektrody z 0,3 T MRI; f) snímek MWCNT elektrody z 1,5 T MRI [17].....	54
Obr. 24 Průběhy VEP, SEP a ABR naměřené Ag/AgCl elektrodami a MWCNT elektrodami. [17].....	55
Obr. 25 Vyrobený PTFOS elektrodový set a); schéma rozložení elektrod a vodičů PTFOS setu b); schematický nákres řezu jednotlivými vrstvami PTFOS setu c) [18] .....	56
Obr. 26 MRI snímky samotného fantomu, fantomu se standardním (platinovým) elektrodovým setem a fantomu s PTFOS elektrodovým setem [18] .....	58
Obr. 27 Průběhy signálů naměřených a) elektrodovým setem z nerezové oceli; b) PTFOS elektrodovým setem [18].....	59
Obr. 28 Grafy spektrálních výkonových hustot a) elektrodového setu z nerezové oceli; b) PTFOS elektrodového setu [18] .....	59
Obr. 29 EEG záznam s epileptickou aktivitou naměřený CPEs [20] .....	61
Obr. 30 Obrazové snímky mozku a) CT sken mozku; b) T1-vážený MRI snímek [20] .....	62
Obr. 31 Nákres G-Cu drátku s vrstvou Parylenu-C a); foto G-Cu drátku z elektronového mikroskopu b) [21] .....	63
Obr. 32 G-Cu implantabilní neurální mikroelektroda s izolační vrstvou Parylenu-C [21].....	63
Obr. 33 Průběh elektrofyziologického signálu naměřený in vivo G-Cu mikroelektrodou a) celý nasnímaný průběh; b) dva jednohrotové průběhy (odlišeny barvou) [21].....	64
Obr. 34 Schematický nákres implantace Pt drátku a G-Cu drátku a); T2-vážený obraz koronální sekce b); T2-vážený obraz snímek horizontální sekce c) [21].....	64
Obr. 35 Schematický nákres implantace Cu drátku a G-Cu drátku a); T2-vážený snímek koronální sekce b); T2-vážený snímek horizontální sekce c) [21].....	65
Obr. 36 Uhlíkové vlákno namotané na dřevěném rámu .....	69
Obr. 37 Přilítí APS do skleněné desinfekční misky a začátek vzniku charakteristického zabarvení reakční směsi .....	69
Obr. 38 Promývání uhlíkového vlákna upevněného na rámu v charakteristicky zabarvené reakční směsi .....	70
Obr. 39 Zatížení ponořeného rámečku s namotaným uhlíkovým vláknem v reakční směsi ...	70



Obr. 40 Zapojení multimetru a měřeného PANI vodiče .....	71
Obr. 41 Zapojený měřicí řetězec pro přenesení jednosvodového EKG PANI vodiči o délce 10 m .....	72
Obr. 42 Zapojený měřicí řetězec pro přenesení jednosvodového EKG klasickými kovovými vodiči.....	73
Obr. 43 Průběhy jednosvodového EKG přeneseného ze simulátoru EKG PANI vodiči a klasickými vodiči a průběhu jejich rozdílu .....	74
Obr. 44 Ag/AgCl elektrody, PPy elektrody se suchým zipem a PPy elektrody bez suchého zipu umístěné na fantomu (pořadí ze shora) .....	77
Obr. 45 Rozmístění (zprava) Ag/AgCl lektrod, PPy elektrod se suchým zipem a PPy elektrod bez suchého zipu na agaru.....	78
Obr. 46 Rozmístění (zprava) Ag/AgCl lektrody, PPy elektrody se suchým zipem a PPy elektrody bez suchého zipu na PET lahvi .....	79
Obr. 47 Přehledový topogram (Surview Test) fantomu s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1500/20 .....	81
Obr. 48 CT snímek (NATIV) řezu fantomu se samotnými elektrodami s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu..	82
Obr. 49 CT snímek (NATIV) řezu fantomu se samotnými elektrodami s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu.....	83
Obr. 50 Přehledový topogram (Surview Test) agaru s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 a) horní pohled; b) boční pohled .....	84
Obr. 51 CT snímek (NATIV) řezu agaru se samotnými Ag/AgCl elektrodami a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500.....	84
Obr. 52 CT snímek (NATIV) řezu agaru se samotnými PPy elektrodami s našitým suchým zipem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 .....	85
Obr. 53 CT snímek (NATIV) řezu agaru se samotnými PPy elektrodami bez našitého suchého zipu a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 ...	86
Obr. 54 Přehledový topogram (Surview Test) PET lahve s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 a) horní pohled; b) boční pohled.....	87

Obr. 55 CT snímek (NATIV) řezu PET lahví se samotnými Ag/AgCl elektrodami a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500.....	87
Obr. 56 CT snímek (NATIV) řezu PET lahví se samotnými PPy elektrodami s našitým suchým zipem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500.....	88
Obr. 57 CT snímek (NATIV) řezu PET lahve se samotnými PPy elektrodami bez našitého suchého zipu a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500.....	89
Obr. 58 Rozmístění (zprava) PPy elektrod s připojeným izolovaným PANI vodičem (pravá horní PPy elektroda) a neizolovaným PANI vodičem (pravá dolní PPy elektroda) a Ag/AgCl elektrod s připojenými klasickými kovovými vodiči na fátomu .....	91
Obr. 59 Rozmístění (zprava) PPy elektrod s připojeným izolovaným PANI vodičem (pravá horní PPy elektroda) a neizolovaným PANI vodičem (pravá dolní PPy elektroda) a Ag/AgCl elektrod s připojenými klasickými kovovými vodiči na agaru .....	92
Obr. 60 Přehledový topogram (Survive Test) fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči (izolovaný a neizolovaný PANI vodič) a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1500/20 .....	93
Obr. 61 CT snímek (NATIV) řezu fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu.....	94
Obr. 62 CT snímek (NATIV) řezu fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu .....	95
Obr. 63 Přehledový topogram (Survive Test) agaru s PPy elektrodami s PANI vodiči (izolovaný a neizolovaný PANI vodič) a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) horní pohled; b) boční pohled.....	96
Obr. 64 CT snímek (NATIV) řezu agaru s Ag/AgCl elektrodami s připojenými konektory klasických vodičů a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500.....	97
Obr. 65 CT snímek (NATIV) řezu agaru s klasickými vodiči Ag/AgCl elektrod a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500.....	98

Obr. 66 CT snímek (NATIV) řezu agaru s PPy elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500.....	99
Obr. 67 CT snímek (NATIV) řezu agaru s izolovaným a neizolovaným PANI vodičem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500.....	100
Obr. 68 Spojení Ag/AgCl elektrody a PPy elektrody .....	103
Obr. 69 Rozmístění Ag/AgCl elektrod (umělého pacienta) na patientském stole s připojenými PPy elektrodami a PANI vodiči.....	103
Obr. 70 Ukázka zapojení celého měřicího řetězce a umělého pacienta.....	104
Obr. 71 Třísvodové EKG záznamy (filtrované pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřené na umělém pacientovi PPy elektrodami a PANI vodiči před (v klidu) a během CT vyšetření (skenování) .....	105
Obr. 72 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného před CT vyšetřením .....	106
Obr. 73 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného při CT skenování .....	107
Obr. 74 Porovnání boxplotů jednotlivých svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-25 Hz) naměřených před (v klidu) a při CT skenování.....	108
Obr. 75 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování.....	109
Obr. 76 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování.....	109
Obr. 77 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování.....	110
Obr. 78 Rozmístění PPy elektrody s připojeným izolovaným PANI vodičem a nalepovací Ag/AgCl elektrodou s připojeným klasickým kovovým vodičem. ....	111
Obr. 79 RTG snímek testovacího subjektu (kočky) s přiloženou PPy elektrodou s připojeným PANI vodičem (červená šipka) a přiloženou Ag/AgCl elektrodou s připojeným klasickým kovovým vodičem (modrá šipka). ....	112
Obr. 80 Dobrovolník s nasazenou hlavovou cívkou a rozmístěnými PPy elektrodami a připojenými PANI vodiči před MRI vyšetřením .....	114

Obr. 81 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v klidu před MRI vyšetřením .....	116
Obr. 82 Třísvodový EKG záznam naměřený v klidu před MRI vyšetřením, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz.....	116
Obr. 83 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v klidu před MRI vyšetřením .....	117
Obr. 84 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER .....	117
Obr. 85 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz .....	118
Obr. 86 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER.....	118
Obr. 87 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování) .....	119
Obr. 88 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování) .....	120
Obr. 89 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování) .....	120
Obr. 90 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER .....	121
Obr. 91 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz .....	122
Obr. 92 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER.....	122
Obr. 93 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování) .....	123

Obr. 94 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování) .....	124
Obr. 95 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování) .....	124
Obr. 96 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE .....	125
Obr. 97 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz.....	126
Obr. 98 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE....	126
Obr. 99 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování).....	127
Obr. 100 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování).....	128
Obr. 101 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování).....	128
Obr. 102 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b.....	129
Obr. 103 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz .....	130
Obr. 104 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b .....	130
Obr. 105 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b svod I (skenování) .....	131
Obr. 106 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b svod II (skenování) .....	132

Obr. 107 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b (skenování)	132
Obr. 108 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE je zobrazen na Obr. 102.....	133
Obr. 109 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz.....	134
Obr. 110 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE .....	134
Obr. 111 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování) .....	135
Obr. 112 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování) .....	136
Obr. 113 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování) .....	136
Obr. 114 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH.....	137
Obr. 115 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz.....	138
Obr. 116 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH .....	138
Obr. 117 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování) .....	139
Obr. 118 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování) .....	140

Obr. 119 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování) .....	140
Obr. 120 Třísvodové EKG záznamy (filtrované pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu a s výskytem ztráty signálu .....	142
Obr. 121 Původní nefiltrované třísvodové EKG záznamy (s indukovaným rušením) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu a s výskytem ztráty signálu .....	143
Obr. 122 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu .....	144
Obr. 123 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování) .....	145
Obr. 124 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování) .....	145
Obr. 125 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování) .....	146
Obr. 126 Porovnání boxplotů jednotlivých svodů všech naměřených EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz).....	147
Obr. 127 MRI snímek hrudníku vytvořený sekvencí 3 plane Loc SSFSE BH se zaznačeným umístěním PPy elektrod; modrý obdélník (horní PPy elektrody a PANI vodiče); žlutý obdélník (dolní PPy elektrody a PANI vodiče) .....	148
Obr. 128 MRI snímek pravé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH se zaznačenou oblastí umístění hrudního pásu a PPy elektrod s připojeným PANI vodičem .....	149
Obr. 129 MRI snímek levé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH se zaznačenou oblastí umístění hrudního pásu a PPy elektrod s připojeným PANI vodičem .....	149
Obr. 130 Ukázkové rozmístění PPy elektrod s připojenými PANI vodiči a simulace měření klidového EKG vleže .....	151

Obr. 131 Zčervenání pokožky v oblasti umístění pravé PPy elektrody (viz bílá šipka).....	152
Obr. 132 Třísvodové EKG záznamy naměřené v klidu před MRI skenováním (filtrovány pásmovou propustí 1–25 Hz) a při sekvenci T1W_aTSE SENSE (filtrovány pásmovou propustí 1–20 Hz) .....	153
Obr. 133 MRI snímek vytvořený sekvencí T1W_aTSE SENSE ( $T_R$ : 647,0 a $T_E$ : 20,0) se zaznačeným artefaktem a umístěním příslušné PPy elektrody s izolovaným PANI vodičem (viz červená šipka) .....	154



## Seznam tabulek

Tab. 1 Odporů všech tří PANI vodičů v závislosti na jejich délce.....	71
Tab. 2 Výsledky statistických výpočtů provedených z vyseparovaných přenesených průběhů EKG .....	74
Tab. 3 Nastavené parametry skenování na CT přístroji v rámci testování elektrod na fantomu	78
Tab. 4 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování agarů s umístěnými elektrodami .	79
Tab. 5 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování PET lahve s umístěnými elektrodami .....	80
Tab. 6 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování fantomu s umístěnými elektrodami připojenými k vodičům .....	91
Tab. 7 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování agarů s umístěnými elektrodami připojenými k vodičům .....	92
Tab. 8 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených PPy elektrodami a PANI vodiči na umělém pacientovi před (v klidu) a během CT skenování.....	107
Tab. 9 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 PROPELLER .....	119
Tab. 10 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER.....	123
Tab. 11 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T1 SE.....	127
Tab. 12 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci DWI 1000b	131
Tab. 13 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci FLAIR CUBE .....	135
Tab. 14 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH .....	139

Tab. 15 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu .....	144
--	-----

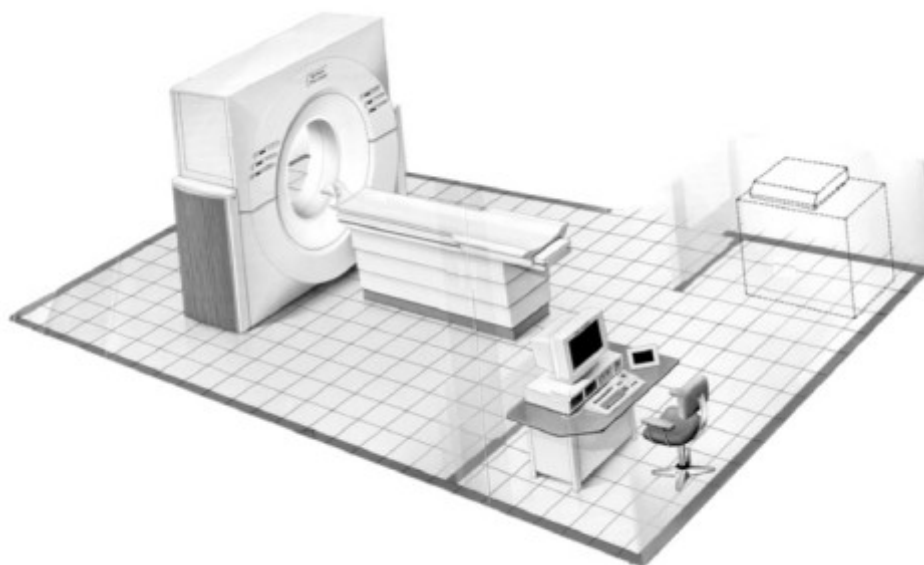
# 1 Úvod

Snímání biopotenciálů pacienta, který je indikován na vyšetření zobrazovacími metodami (zejména MRI a CT), není rutinní případ měření biopotenciálů. Jedná se především o potřebu snímání EKG křivky pacienta, který je např. v bezvědomí. V takovém případě je nutné pacienta kontinuálně monitorovat i v průběhu vyšetření zobrazovacími metodami. Problém však nastává při monitorování EKG křivky (i ostatních biopotenciálů) při RTG vyšetření, CT vyšetření a hlavně při MRI vyšetření. CT vyšetření obecně nevylučuje snímání EKG konvenčními kovovými biopotenciálovými elektrodami a vodiči, ale je nutné, aby byly tyto elektrody a vodiče mimo vyšetřovanou oblast. Důvodem je vytvoření obrazových artefaktů způsobených kovovými částmi elektrod a vodičů, které se mohou na snímku rozšířit i do hlubších struktur zobrazovaných tkání a výrazně snížit diagnostickou hodnotu CT snímku. To stejné platí také pro ostatní zobrazovací metody využívající RTG záření např. RTG vyšetření. RTG vyšetření sice umožňuje snímání EKG signálu, ale pokud se ve snímkové oblasti objeví kovové biopotenciálové elektrody a klasické kovové vodiče, dochází i zde k tvorbě obrazových artefaktů. Obrazové artefakty neumožní zobrazení struktur pod takovou elektrodou nebo vodičem a mohou tak snížit diagnostickou hodnotu výsledného RTG snímku. Největší problém nastává při měření EKG (případně i dalších biopotenciálů) v průběhu MRI vyšetření jak z hlediska kvality signálu, tak z důvodu ochrany MRI přístroje a zdraví pacienta. V blízkém okolí MRI přístroje, respektive v blízkém okolí jeho magnetického pole, se nesmí nacházet feromagnetický kov. Pokud se nějaká věc z feromagnetického materiálu dostane do zakázané blízkosti MRI přístroje, nastane působením přitažlivých magnetických sil k vymrštění věci směrem k otvoru (gantry) MRI přístroje. V takovém případě může poškodit MRI přístroj nebo zranit pacienta, který by v danou chvíli ležel na patientském stole uvnitř gantry. Feromagnetický materiál se také může v průběhu MRI sekvencí zahřívat, způsobit popálení pacienta a vytvoření obrazových artefaktů. Z těchto důvodů je nezbytně nutné, aby použité materiály biopotenciálových elektrod a jejich přírodních vodičů nebyly feromagnetické. V dnešní době existují tzv. MRI kompatibilní elektrody (většinou uhlík) a vodiče (optické vlákna), které nejsou feromagnetické. Na druhou stranu mají i tyto elektrody a vodiče svoje omezení. Při snímání EKG signálu v průběhu MRI vyšetření totiž obecně dochází k indukci rušivých signálů do měřeného EKG signálu, který může být tímto rušením zcela zkreslen. Snahou je vytvoření nových biopotenciálových elektrod a vodičů, jejichž materiály by umožňovaly bezpečné a kvalitní snímání EKG signálu v průběhu vyšetření nejenom na MRI, ale také ostatních zobrazovacích metodách. Jedním z těchto potenciálně vhodných materiálů jsou právě vodivé polymery polyanilin a polypyrrol. Oba polymery umožňují snímání a vedení biopotenciálů (jejich vodivost je na úrovni polovodičů), neobsahují ani nanočástice kovu a jsou netoxické. Navíc je lze napolymerovat na téměř jakýkoliv hydrofilní předmět a vyrobit z něj polymerovou biopotenciálovou elektrodu nebo vodič.

## 2 Počítačová tomografie (CT)

Počítačová tomografie je diagnostická zobrazovací metoda, která využívá velkého počtu rentgenových projekcí získaných skenováním dané oblasti z různých směrů. Tyto projekce (projekční data) jsou následně digitálně rekonstruovány do výsledného CT snímku. CT bylo původně vyvinuto pro zobrazení mozku. Dynamický rozsah hustot v mozku je pouze několik procent, ale mozek je chráněn lebkou, která absorbuje většinu rentgenového záření. Proto je zobrazení mozku konvenční radiografií obtížné, dokonce i v případě aplikování kontrastní látky. Tomografické vyšetření je v současné době jedna ze základních technik lékařské diagnózy. [1][2]

Ačkoliv se jednotlivé generace CT skenerů od sebe liší svým vzhledem a tvarem, tak hlavní komponenty zůstávají stejné. Mezi hlavní součásti skeneru patří gantry, rentgenka, sada detektorů a stůl. Gantry je nejlépe rozpoznatelnou částí CT skeneru s centrálním otvorem, do kterého je pacient zasouván během vyšetření. Rentgenka je zdrojem RTG záření, které prochází skrz tělo pacienta umístěného v gantry a přenáší informaci o struktuře lidského těla k detektorům. Informace je tvořena řadou projekcí. Detektor převádí projekční hodnoty (ve formě intenzit záření) na elektrické veličiny. Obvykle celý detektor rotuje synchronně s rentgenkou okolo testovaného objektu. Stůl umožňuje jednoduché polohování pacienta a jeho umístění do dané pozice, která závisí na vyšetřované části těla. Před spuštěním skenování lze stůl ovládat ručně, po spuštění skenování se stůl pohybuje automaticky. Stolem je možné pohybovat vertikálně tak i horizontálně (dovnitř nebo ven z gantry podél osy těla pacienta). Skener také obsahuje velké množství subsystémů, které např. řídí a kontrolují zařízení usnadňující komunikaci s pacientem, přesné polohování pacienta během skenování atd. Příklad CT skeneru a řídicí místnosti je zobrazen na Obr. 1. [2]



Obr. 1 Příklad vyšetřovny s CT skenerem a řídicí místností, upraveno podle [3]

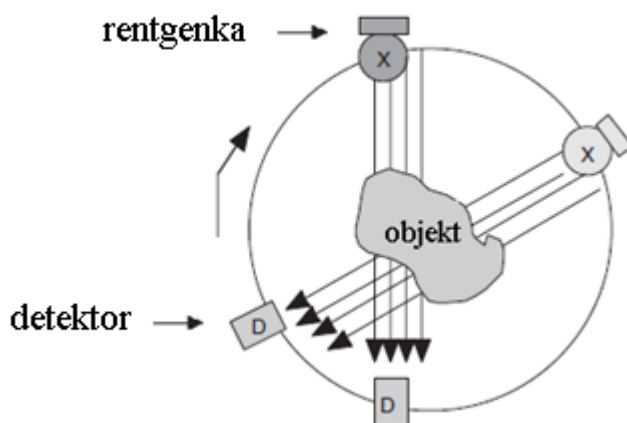
### 2.1 Generace CT

CT přístroje jsou řazeny do jednotlivých generací nejen podle konstrukce rentgenek a detektorů, ale také podle způsobu jakým se obě části pohybují kolem pacienta. [4]

V této části textu budou popisovány pouze vybrané generace CT.

### 2.1.1 První generace CT

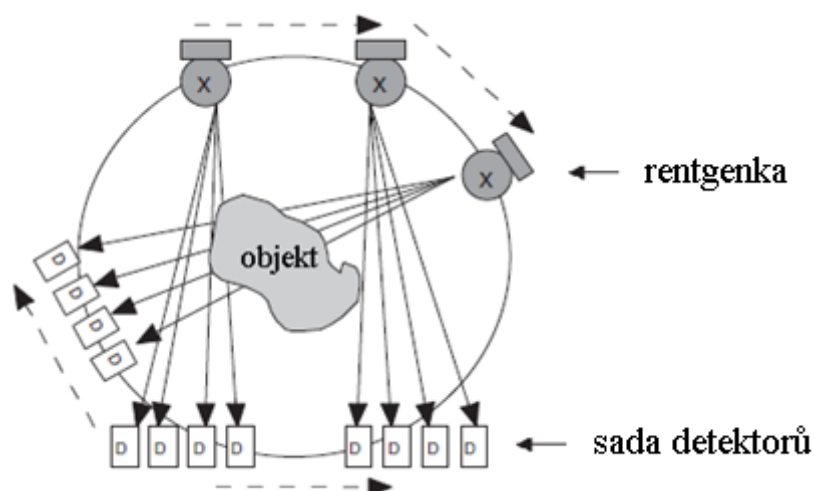
První generace CT využívá jednoho detektoru a tenkého svazku rentgenového záření, který vzniká kolimací rentgenového záření (ve tvaru kužele) generovaného rentgenkou. Tato geometrie svazku je označována jako tužkový svazek. Rentgenka je uložena naproti detektoru, který se pohybuje společně s rentgenkou. Princip procesu skenování u CT první generace je založen na translaci a rotaci rentgenky a detektoru jako celku. Každá translace trvá kolem 5 s následovaná rotací o  $1^\circ$ . Po dokončení rotace o  $1^\circ$  probíhá znovu proces translace. Projekční úhel se pohybuje v rozmezí od  $0^\circ$  do  $180^\circ$ . Rotace o celých  $180^\circ$  trvá přibližně 20 minut. Množství útlu rentgenového záření je měřeno detektorem a následně digitálně zaznamenáno. Schematický náčrt principu skenování u CT první generace je zobrazen na Obr. 2. [1][4]



Obr. 2 Schematický náčrt principu skenování u CT první generace, upraveno podle [5]

### 2.1.2 Druhá generace CT

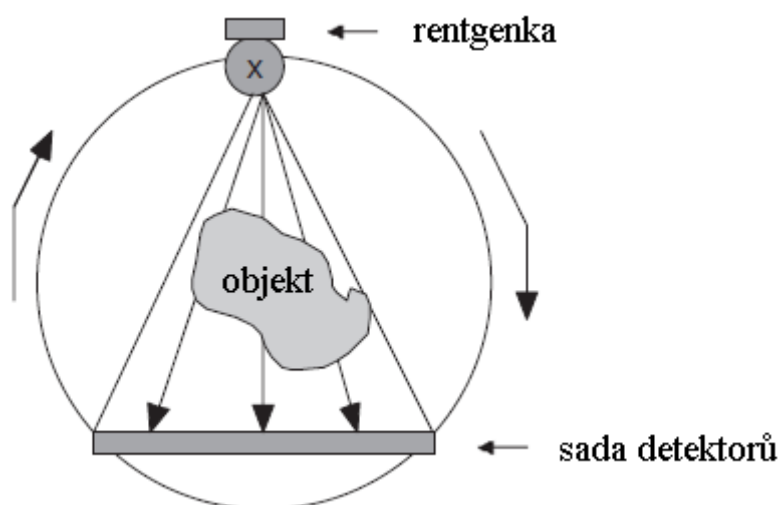
Druhá generace CT používá zdroj rtg záření s úzkým vějířovitým svazkem a sadu detektorů skládající se z 3 až 52 elementů. Také druhá generace CT využívá kombinaci laterálního a rotačního pohybu rentgenky a sady detektorů jako celku. Aplikováním vějířovitého svazku se dosáhlo pokrytí větší oblasti těla pacienta v daném čase (než v případě první generace). Nicméně úhel vějířovitého svazku byl pořád malý, takže nebyl schopen pokrýt celé tělo pacienta. Zvětšení úhlu vějířovitého svazku mělo za následek snížení počtu nutných projekcí k rekonstrukci snímku v uspokojivé kvalitě. Čas nutný k získání požadovaného počtu projekcí pro rekonstrukci jednoho snímku se snížil na pár minut, jelikož je sada detektorů schopna měřit několik intenzit zároveň. Použití CT první a druhé generace bylo kvůli výše zmíněným důvodům a také kvůli dlouhému času skenování především omezeno na snímkování lebky. Schematický náčrt principu skenování u CT druhé generace je zobrazen na Obr. 3. [1][2][4]



Obr. 3 Schematický náčrtek principu skenování u CT druhé generace, upraveno podle [5]

### 2.1.3 Třetí generace CT

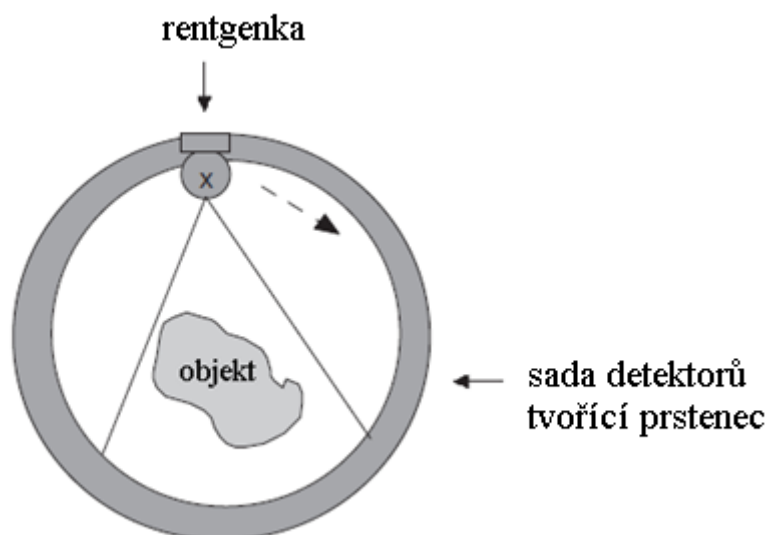
Hlavním cílem, který byl počátkem vzniku CT třetí generace, bylo snížení potřebného času k snímkování, aby bylo možné pořídit snímky dutiny břišní s minimálními chybami. Pacient v takovém případě musel zadržet dech, aby se skenovaná oblast nepohnula a nedošlo k pohybovým artefaktům na rekonstruovaných snímcích. Koncepce CT třetí generace vychází z druhé generace CT. I zde se využívá zdroj RTG záření s vějířovitým svazkem, ale jeho úhel je větší a pohybuje se obvykle v rozmezí od  $40^\circ$  do  $60^\circ$ . Takový úhel vějířovitého svazku rtg záření je dostačující na to, aby RTG svazek pokryl torso pacienta. A to pro každý projekční úhel. Změnou prošlo také uspořádání a počet detektorů jako důsledek zvětšení úhlu vějířovitého svazku RTG záření. Sada detektorů, sestávající až z 1000 elementů, je zpravidla uspořádána do oblouku. Rentgenka a sada detektorů vykonávají pouze rotační synchronní pohyb jako celek bez nutnosti translačního pohybu. Čas k získání rekonstruovaného snímku byl snížen na zhruba 5 s. Schematický náčrtek principu skenování u CT třetí generace je zobrazen na Obr. 4. [2][4]



Obr. 4 Schematický náčrtek principu skenování u CT třetí generace, upraveno podle [5]

### 2.1.4 Čtvrtá generace CT

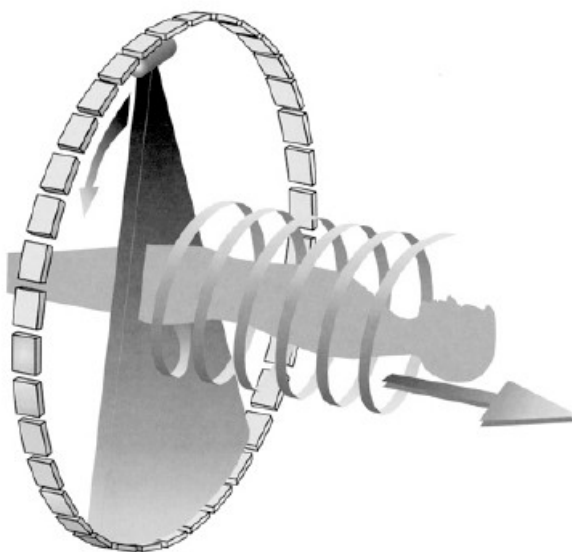
Následující čtvrtá generace se jen nepatrně liší od třetí generace. CT přístroj této generace nadále využívá rotace rentgenky, s vějířovitým svazkem rtg záření, okolo pacienta. Rozdíl je v uspořádání sady detektorů. Sada detektorů je konstruována jako uzavřený, stacionární prstenec, který je tvořen až 5000 elementy. Rentgenka může rotovat buď uvnitř, nebo vně detektorového prstence. Nicméně doba získání jednoho snímku se pořád pohybuje kolem 5 s. Tedy stejně jako v případě třetí generace CT. Schematický náčrt principu skenování u CT čtvrté generace je zobrazen na Obr. 5. [2][4]



Obr. 5 Schematický náčrt principu skenování u CT čtvrté generace, upraveno podle [5]

### 2.1.5 Spirální CT

Požadavek na zkrácení expozičního času při skenování na CT vedl ke vzniku spirálního CT. Princip skenování spirálního CT spočívá v kontinuální a nepřetržité rotaci rentgenky při současném zasouvání patientského stolu do gantry. Pohyb stolu je plynulý. Geometrie skenování má v podstatě tvar šroubovice, oproti předešlým typům CT, u kterých je tvořena pomyslným kruhem. K tomu, aby rentgenka mohla provádět kontinuální rotaci v daném směru bez nutnosti zastavení a následné změny směru kvůli odmotání namotávaných kabelů (pro přívod napájení a přenos informací), bylo zapotřebí použít technologii tzv. klouzavých prstenců (slip-ring). Tato technologie umožňuje přenos signálů a napájení bez použití přívodních kabelů. Rychlost získání obrazových dat se zvýšila na více než 5 snímků/s. Zkrácení expozičního času a tedy zvýšení rychlosti skenování umožňuje zobrazení orgánů, které jsou za fyziologických podmínek v pohybu, jako např. plíce nebo srdce. Spirální CT patří mezi základní tomografické zařízení používané v klinické praxi. Schematický náčrt principu skenování u spirálního CT je zobrazen na Obr. 6. [1][2][3][4][6]



Obr. 6 Schematický náčrtek principu skenování u spirálního CT, upraveno podle [3]

## 2.2 Šíření X-záření

Pro lepší a názornější vysvětlení podstaty šíření RTG záření bude uvažován pouze monoenergetický svazek fotonů. Na úvod do této problematiky je nutné definovat pojem intenzita záření. Intenzita záření je definována jako množství energie fotonů, které procházejí jednotkovou plochou za jednotku času. Intenzita záření je také definována následujícím vzorcem (2.1): [2][7]

$$I = \frac{n \cdot h \cdot f}{S \cdot t} \quad (2.1)$$

proměnné:

$I \left[ \frac{1}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}} \right]$ .....	intenzita záření
$n [-]$ .....	počet fotonů
$h [\text{J} \cdot \text{s}^{-1}]$ .....	Planckova konstanta
$f [\text{Hz}]$ .....	frekvence emitovaných fotonů
$S [\text{cm}^2]$ .....	plocha
$t [\text{s}]$ .....	čas

(upraveno podle [2][7])

Je-li RTG svazek o intenzitě  $I(0)$  vyslán směrem na daný objekt, nastanou určité fyzikální procesy mezi svazkem RTG záření a tímto objektem, které jsou zodpovědné za zeslabení záření, ztrátu energie záření a z toho plynoucí zvýšení teploty objektu. Jedná se o fotoelektrický jev (absorpce), koherentní (Rayleighův) a nekoherentní (Comptonův) rozptyl. V případě fotoelektrického jevu dochází k interakci mezi dopadajícími fotony RTG záření a elektrony, které se nacházejí v elektronovém obalu atomů. Část energie dopadajících fotonů je využita k překonání vazebné energie elektronů, které jsou následně uvolněny. Zbývá část energie je přeměněna na kinetickou energii těchto uvolněných elektronů tzv. fotoelektronů. V tomto případě lze energii dopadajícího fotonu vyjádřit jako součet vazebné energie elektronu a kinetické energie fotoelektronu, jak ukazuje rovnice (2.2): [2]



$$E_i = E_b + E_k \quad (2.2)$$

proměnné:

$E_i$  ..... energie dopadajícího fotonu  
 $E_b$  ..... vazebná energie elektronu  
 $E_k$  ..... kinetická energie předaná fotoelektronu

Vzniklé díry v nižších elektronových slupkách jsou následně zaplněny elektrony z vyšších elektronových slupek. Rozdíl energie při přestupu elektronu z vyšší do nižší elektronové slupky je vyzářen jako kvantum sekundárního rentgenového záření. [2]

Další jevy, které ovlivňují zeslabení záření, jsou koherentní (Rayleighův) rozptyl a nekoherentní (Comptonův) rozptyl. V případě koherentního (Rayleighova) rozptylu dochází pouze ke změně směru fotonů rtg záření bez ztráty jejich energie. Zatímco u nekoherentního (Comptonova) rozptylu nastává jak změna směru, tak ztráta energie kvanta záření v důsledku jejich interakce s elektrony. [2]

Všechny tyto 3 výše zmíněné faktory různou měrou ovlivňují zeslabení RTG záření procházejícího daným objektem. Na základě tohoto poznatku jsme schopni určit celkovou hodnotu zeslabení procházejícího rtg záření nazývanou lineární koeficient útlumu. Lineární koeficient útlumu lze stanovit z následující rovnice (2.3):[2]

$$\mu = \mu_a + \mu_c + \mu_n \quad (2.3)$$

proměnné:

$\mu$  ..... lineární koeficient útlumu  
 $\mu_a$  ..... skutečný absorpční koeficient způsobený fotoelektrickým jevem  
 $\mu_c$  ..... koeficient rozptylu pro koherentní rozptyl  
 $\mu_n$  ..... koeficient rozptylu pro nekoherentní rozptyl

Za účelem zjednodušení bude lineární koeficient útlumu v následujících částech textu označen jako koeficient útlumu. Koeficient útlumu je v podstatě takové propojení (spojnice) mezi fyzikálními procesy, které se odehrávají uvnitř hmoty při průchodu rtg záření, a matematickými vztahy umožňující kvantifikovat tyto interakce. S využitím rovnice (2.4) lze popsat průchod svazku záření o intenzitě  $I(0)$  heterogenním vzorkem daného materiálu (jako je např. lidské tělo) za předpokladu jedné dimenze dráhy svazku. [2]

$$I(U) = I(0) \cdot e^{-\int_0^U \mu(u) du} \quad (2.4)$$

proměnné:

$I(U)$  ..... intenzita záření po uražení vzdálenosti  $U$  (např. materiálem nebo objektem o tloušťce  $U$ )  
 $I(0)$  ..... intenzita dopadajícího záření  
 $\mu(u)$  ..... funkce definující distribuci koeficientu útlumu podél dráhy záření

Určení  $\mu(u)$  nám umožňuje stanovit vnitřní strukturu lidského těla z hlediska schopnosti jeho jednotlivých vrstev zeslabit záření. Schopnost jednotlivých vrstev lidského těla zeslabit procházející

záření také závisí na odlišných vlastnostech prvků a sloučenin (např. vápník a voda), které jsou v těchto vrstvách obsaženy. [2]

## 2.3 Radonova transformace

Pokud bude objektem, na který dopadá rtg záření, lidské tělo, potom rovnice (2.4) přechází do tohoto tvaru: [2]

$$I(U) = I(0) \cdot e^{-\int_0^U \mu(x,y) du} \quad (2.5)$$

proměnné:

$I(U)$ ..... intenzita záření po uražení vzdálenosti  $U$  (např. materiálem nebo objektem o tloušťce  $U$ )

$I(0)$  ..... intenzita dopadajícího záření

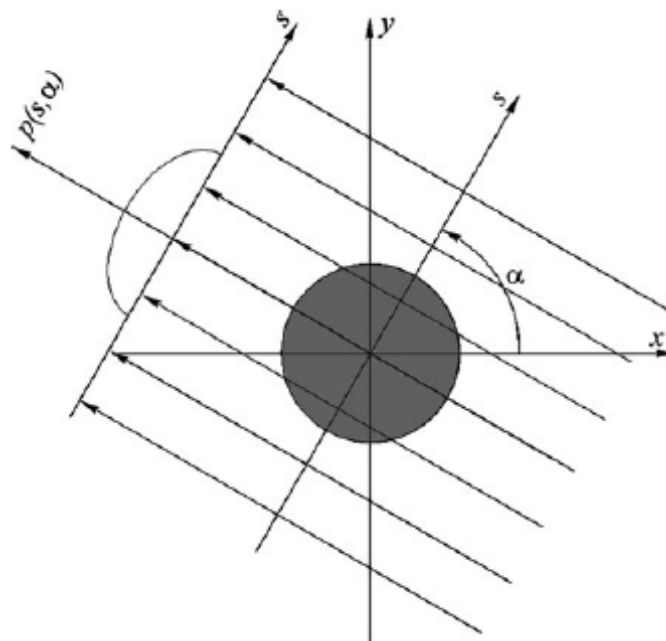
$\mu(x,y)$  ..... funkce definující prostorové rozložení koeficientu útlumu v daném vzorku (objektu)

Ve většině případů nám znalost  $\mu(x,y)$  umožňuje získat představu o uspořádání různých orgánů a tkání v lidském těle a diagnostikovat ložisko případného zranění. [2]

Při rekonstrukci snímku se využívají algoritmy vycházející z následující rovnice (2.6), která vznikla upravením vztahu (2.5) a vyjádřením  $p(s, \alpha)$ : [2]

$$p(s, \alpha) = \int_u \mu(x, y) du, \quad -\infty < s < \infty, 0 \leq \alpha < \pi \quad (2.6)$$

Abychom mohli získat snímek řezu objektu v tomografické rovině, je nutné určit parametry veličiny  $p$ , jak ukazuje schéma na Obr. 7. Velmi zjednodušeně může být veličina  $p$  definována jako poměr intenzity rtg záření nasměrovaného do určitého bodu uvnitř těla k intenzitě rtg záření po průchodu tělem. Prvním parametrem veličiny  $p$  je proměnná  $s$ , která charakterizuje osu kolmou ke směru rtg záření. Hodnota proměnné  $s = 0$  definuje hlavní osu dané projekce. Druhým parametrem veličiny  $p$  je úhel  $\alpha$ , při kterém je daná projekce provedena. Tento úhel je vztahován k hlavní ose projekce. Na hlavní ose projekce leží bod, okolo kterého rotuje skener, a z praktických důvodů je umístěný uvnitř skenovaného objektu. [2]



Obr. 7 Schéma provedení jednotlivých projekcí při úhlu  $\alpha$ , upraveno podle [2]

Jestliže je veličina  $p(s, \alpha)$ , neboli suma útlumových koeficientů, měřena a uložena pro každý úhel, tak při vykreslení nabývá sinusového průběhu. Pole, kde jsou ukládána všechna tzv. raw data z jednotlivých měření (projekcí), se nazývá sinogram. Sinogram reprezentuje Radonův prostor. [2][4]

Právě rovnice (2.6) je často v literatuře označována jako Radonova transformace a je reprezentována matematickým zápisem: [2]

$$R : \mu(x, y) \in \mathbb{H} \cup \mathbb{U} \xrightarrow{R} p(s, \alpha) \in \mathbb{R} \quad (2.7)$$

## 2.4 Rekonstrukce obrazu

Rekonstrukce snímků z naskenovaných dat je prováděna počítačem. Podstata principu rekonstrukce snímku je dána matematickým objevem, že funkce o dvou dimenzích může být určena projekcí této funkce ze všech směrů. Některé matematické algoritmy umožňují zahájit rekonstrukci snímků již při získání prvních projekčních dat. Tyto algoritmy výrazně šetří čas tím, že umožňují zahájit a následně provádět rekonstrukci snímků v průběhu skenovacího procesu. Obecně lze matematické algoritmy rozdělit do dvou kategorií a to na iterativní a analytické. Analytické metody mohou být dále rozděleny na metody s koncepcí zpětné projekce a s koncepcí filtrované zpětné projekce. [8]

Každý bod na rekonstruovaném CT snímku (pixel) reprezentuje malý určitý objem (voxel) uvnitř skenovaného těla. Takové pixely jsou škálovány do odstínu šedé podle hustoty jednotlivých struktur. Struktury o vysoké hustotě (např. kosti) jsou zobrazeny bílou barvou a struktury o velmi nízké hustotě jsou zobrazeny černou barvou. Struktury, jejichž hustota se pohybuje v tomto rozmezí, jsou zobrazeny různými odstíny šedé barvy. Koeficienty útlumu  $\mu$  jsou transformovány do tzv. Hounsfieldových čísel neboli CT čísel. Jedná se o vztahení koeficientů útlumu tkáně ke koeficientu útlumu vody podle rovnice (2.8). [2][4][8]

$$CT_{tkáň} = \frac{\mu_{tkáň} - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1000 \quad (2.8)$$

proměnné:

$CT_{tkáň}$  [HU] ..... CT číslo tkáně

$\mu_{tkáň}$  ..... výsledný koeficient útlumu tkáně

$\mu_{voda}$  ..... koeficient útlumu vody

(upraveno podle [2][4])

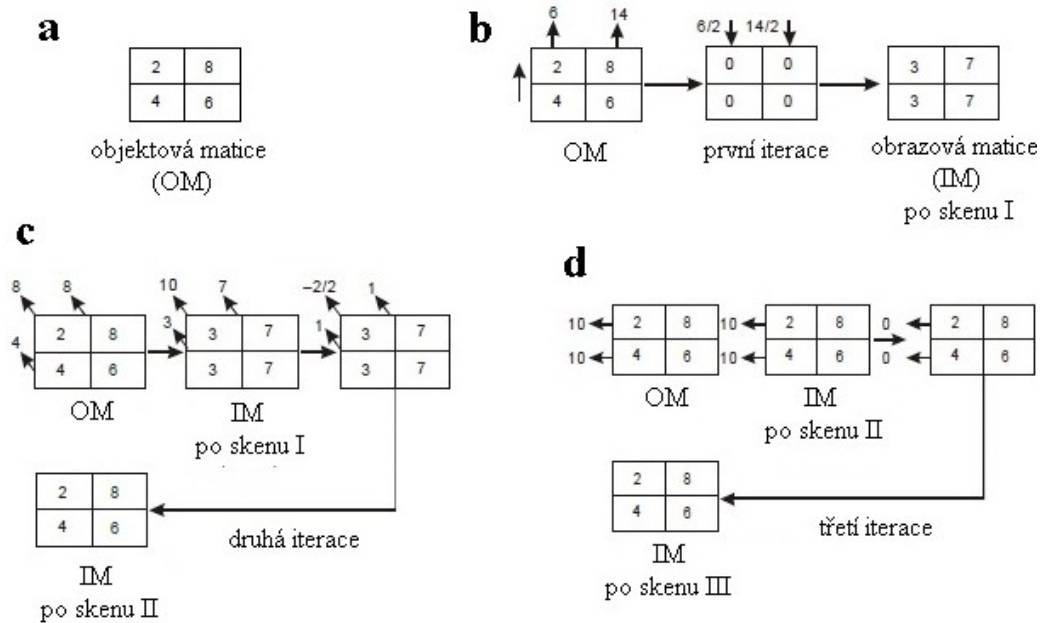
Rozsah CT čísel leží od -1000 HU do 3000 HU. Přičemž CT číslo -1000 HU odpovídá vzduchu, 0 HU vodě a 3000 HU kostem. V některé literatuře je ale kostem přiřazeno CT číslo o velikosti 1000 HU. CT čísla tedy udávají informaci o hustotě odpovídající strukture (voxelu) skenované oblasti. Každému pixelu na CT snímku je přiřazen odpovídající odstín šedé barvy a CT číslo. [1][2][4][8]

### 2.4.1 Iterativní metoda

V případě iterativních metod se nejdříve vytvoří počáteční odhad o dvojrozměrném rozložení útlumových koeficientů pro RTG záření. Následně jsou projekční data, predikována počátečním odhadem, vypočtena a porovnána s naměřenými hodnotami. Rozdíly mezi naměřenými hodnotami a predikovanými hodnotami jsou využívány v iteračním procesu k opravení predikovaného modelu. V následujícím odstavci bude zjednodušeně vysvětlen princip rekonstrukce obrazu iterativní metodou.

[1][8]

Pro účely vysvětlení principu rekonstrukce obrazu iterativní metodou z jednotlivých naměřených intenzit, budeme předpokládat, že matice útlumových koeficientů skenovaného objektu je definována maticí zobrazenou na Obr. 8 a. Jednotlivé iterační kroky budou prováděny tak dlouho, dokud se obrazová matice nebude shodovat s objektovou maticí. Abychom našli obrazovou matici, provede se skenování ve třech směrech. Ve vertikálním směru (I), diagonálním směru (II) a horizontálním směru (III). Při skenování objektové matice ve vertikálním směru (viz Obr. 8 b) dostaneme hodnoty útlumů 6 a 14, které odpovídají součtu všech buněk příslušného sloupce ve vertikálním směru. V rámci první iterace je váhování obou hodnot stejné tzn. 6/2 a 14/2. Výsledné hodnoty se zapíší do obrazové matice. Skenováním objektové matice v diagonálním směru získáme hodnoty útlumů 4, 8 a 8 a skenováním obrazové matice (po první iteraci) ve stejném směru dostaneme hodnoty útlumů 3, 10 a 7 (viz Obr. 8 c). Rozdíly mezi jednotlivými hodnotami útlumů objektové matice a obrazové matice mají velikost 1, -2 a 1. Tyto rozdílové hodnoty jsou zpětně promítnuty v diagonálním směru se stejným váhováním. Skenováním objektové matice a obrazové matice (po druhé iteraci) v horizontálním směru získáme pro obě matice shodné hodnoty útlumů o velikosti 10 a 10 viz Obr. 8 d. To znamená, že obě matice se shodují a vzájemné rozdíly hodnot příslušných elementů obou matic je roven nule. Tím jsme získali požadovanou obrazovou matici pro vytvoření snímku skenovaného objektu. [8]

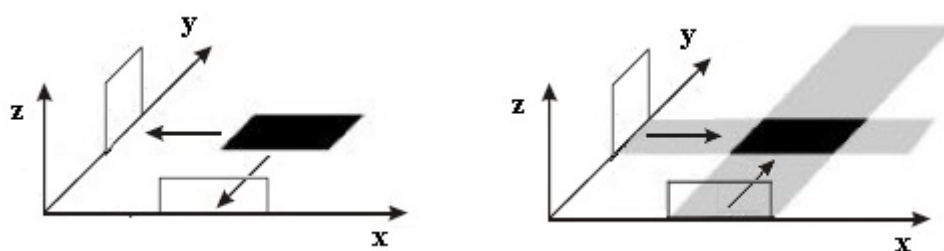


Obr. 8 Princip rekonstrukce obrazu iterativní metodou, upraveno podle [8]

## 2.4.2 Zpětná projekce a filtrovaná zpětná projekce

V metodě filtrované zpětné projekce se rekonstrukce snímku realizuje přímo z projekčních dat bez potřeby porovnání rekonstruovaného modelu a naměřených dat. [1][8]

Jsou-li projekce daného objektu naměřeny ve dvou směrech kolmých k osám  $x$  a  $y$ , lze poté tyto projekční data promítnout zpět do obrazové roviny. V oblasti, kde nastává interakce zpětně promítnutých projekčních dat, dochází k sečtení jejich intenzit (viz Obr. 9). Je tedy zřejmé, že distribuce zpětné projekce je přibližnou reprezentací zobrazovaného objektu. Provedením zpětné projekce pro všechny úhly skenování se dosáhne vytvoření rekonstruovaného snímku skenovaného objektu a to na základě sečtení jednotlivých příspěvků ze všech úhlů skenování. Snímek vytvořený metodou zpětné projekce je obvykle přibližnou rekonstrukcí zobrazovaného objektu. [1][8]



Obr. 9 Ukázka principu zpětné projekce, upraveno podle [1]

Filtrovaná zpětná projekce, na rozdíl od zpětné projekce, umožňuje vytvořit finální rekonstruovaný snímek skenovaného objektu. Snímek vytvořený zpětnou projekcí je Fourierovou transformací převeden do frekvenční oblasti a zde je filtrován pomocí daného filtru. Filtrace může být také provedena v kartézských souřadnicích použitím analytických algoritmů známých jako konvoluční metody. [1][8]

## 2.5 Obrazové artefakty

Obrazové artefakty jsou chyby v rekonstruovaném snímku, jejichž původ je velmi rozmanitý. Příčiny vzniku obrazových artefaktů sahají od zjednodušení metody rekonstrukce snímku, použití specifické vzorkovací technologie a uspořádání detektorů, přes vadné elementy detektoru, umístění materiálu s vysokým atomovým číslem (např. kov) do skenované oblasti, až po pohyb skenovaných tkání a struktur lidského těla (např. srdce). Je velmi důležité provést opravné kroky nebo patřičná protipatření vzniku artefaktů, jelikož např. při filtrované zpětné projekci jsou tyto artefakty promítnuty zpět přes celý snímek (obrazovou rovinu) a tím se diagnostická hodnota takového snímku sníží nebo se snímek úplně znehodnotí. V následující části textu budou popisovány pouze vybrané druhy obrazových artefaktů. [4][8]

### 2.5.1 Vytvrzování svazku

Rentgenové záření vytvořené rentgenkou má polychromatické spektrum, tedy je v něm obsažena tvrdá i měkká složka záření. Jestliže rentgenové záření se širokopásmovým energetickým spektrem prochází skrz objekt, bude se podél této dráhy měnit spektrum záření. Je to způsobeno tím, že různá pásma frekvenčního spektra jsou odlišně utlumena. Útlum záření nezáleží pouze na délce trajektorie, ale také na absorpčních koeficientech  $\mu$  materiálů daného objektu. Obecně lze říci, že rentgenové záření o nízké energii (tzv. měkké záření) je mnohem silněji absorbováno než rentgenové záření o vyšší energii (tzv. tvrdé záření). Artefakt vyvolaný vytvrzováním svazku je poté způsobený nelineárním vztahem mezi absorpčními koeficienty  $\mu$  a naměřenými hodnotami projekce. Artefakt vyvolaný vytvrzováním svazku lze také vysvětlit nekonzistencí jednotlivých projekčních hodnot z různých směrů, které se v rámci metody filtrované zpětné projekce nemohou navzájem správně doplňovat. [4]

Vytvrzování svazku a z toho plynoucích artefaktů, lze předejít odfiltrováním měkké složky rentgenového záření ještě dříve, než záření prostoupí tkání. Tyto filtry jsou umístěny hned u zdroje rentgenového záření a mohou být tvořeny např. hliníkovými nebo měďnými fóliemi. [4]

### 2.5.2 Kovové artefakty

Z fyzikálního pohledu na danou problematiku vytvářejí kovy, umístěné v lidském těle (zubní výplně, kyčelní protézy atd.), oblasti s tendencí velmi výrazně zeslabovat rentgenové záření, v porovnání s obklopující měkkou tkání nebo dokonce v porovnání s kostmi. Je to způsobené vysokým atomovým číslem kovových prvků, jelikož absorpce rentgenového záření je úměrná čtvrté mocnině atomového čísla. Navíc rentgenové záření o nízké energii je obecně silněji zeslabováno než v případě rentgenového záření s vyšší energií. Z toho vyplývá, že efekt vytvrzování svazku je výrazný u kovů a vede k nekonzistentnostem v Radonově prostoru. Tyto nekonzistentnosti nastávají kvůli polychromatickému spektru rentgenového záření generovaného rentgenkou. Kovové artefakty se často na rekonstruovaných snímcích projevují ve formě světlých a tmavých paprsků, které se šíří od kovových objektů směrem do okolních tkání. [2][4]

Nekonzistentní projekční data mohou být opravena s využitím tzv. náhradních dat vytvořených interpolací nebo lze s takovými projekčními daty zacházet jako s chybějícími daty. Důvodem využití chybějících dat je možnost taková nekonzistentní data neuvažovat v rámci statistického přístupu. [4]

### 2.5.3 Vzorkovací artefakty

Shannon-kotelníkův teorém nesmí být porušen v rámci jakékoliv úlohy zpracování signálu. To samé platí i pro CT, kde se teorém aplikuje jak na rekonstrukci axiálního řezu, tak na následnou rekonstrukci pro trojrozměrné zobrazení dat. Podvzorkování snímaného signálu vede ke vzniku typického aliasingového artefaktu. Aliasingu lze předejít použitím tzv. plovoucího ohniska rentgenky.

[4]

### 2.5.4 Parciální objemové artefakty

Artefakty vyvolané parciálním objemem nastávají v případě, když detail určitého objektu má ostře kontrastní ohraničení, které se většinou nenachází přímo na hraně mezi jedním elementem ze sady detektorů a druhým elementem. Z toho důvodu bude intenzita dopadajícího rentgenového záření na tento příslušný element lineárně zprůměrována po celé šířce detektoru. Výsledkem tohoto zprůměrování je rozmazání daného objektu. Na rekonstruovaném snímku s využitím filtrované zpětné projekce se artefakty projevují jako viditelné pruhy vedoucí z místa počátku nekonzistence podél dráhy zpětné projekce. Artefakty vyvolané parciálním objemem mohou mít tak podobu např. stínů, které se především rozprostírají od rovných ohraničení daného objektu. Je to dáno skutečností, že zpětné projekce z dalších směrů nejsou schopné opravit chybně naměřenou hodnotu. Tato chybně naměřená hodnota je poté promítnuta zpět přes celý snímek. Kvalitní kolimací svazku záření by se mělo dosáhnout redukce těchto artefaktů. [4]

### 2.5.5 Kruhové artefakty

Obrazové artefakty mohou být tvořeny také několika možnými vadami elektroniky. Mezi ty nejznámější patří porucha detektorového kanálu. Taková porucha detektoru, u třetí generace CT, vede k výrazným tzv. kruhovým artefaktům. Jelikož je rentgenka se sadou detektorů úzce spjata ve vzorkovací jednotce, jsou případné poruchy odpovídajícího zpracovávajícího kanálu nebo jednotlivého elementu detektoru konkrétně zaznamenatelné. Během filtrované zpětné projekce vytváří virtuální linie, které spojují odpovídající element detektoru a rentgenku, tangenty kružnice. To znamená, že všechny hodnoty vně kružnice jsou hodně ovlivněny těmito artefakty. Nekonzistence v naměřených hodnotách, které odpovídají dalším směrům projekce, vznikají totiž pro každý bod každé linie. Kvůli zpětné projekci jsou opět všechny oblasti snímku ovlivněny artefaktem.[4]

### 2.5.6 Rozptylové artefakty

Pro element detektoru umístěný v přímé dráze nerozptýleného svazku záření není v principu podstatné, jaký fyzikální mechanismus tvoří interakci, která ve skutečnosti snižuje hodnotu intenzity. Na druhou stranu ostatní elementy detektoru, které jsou umístěny mimo přímou dráhu nerozptýleného svazku, mohou být totiž ovlivněny několika interakcemi. K těmto interakcím patří rozptýlené záření. Na základě rozptýleného záření mohou být zkresleny naměřené hodnoty zejména v oblastech, kde se nachází anatomická struktura silně zeslabující záření, jako je např. břišní dutina, rameno nebo pánev. Rozptýlené rentgenové záření se tak může stát méně či více podstatnou částí celkové naměřené intenzity, jak ukazuje rovnice (2.9). To také záleží na směru projekce. Ve směrech projekce, kde se nachází právě anatomická struktura vyznačující se velkou pohltivostí záření, se může rozptýlené záření stát dominantní složkou celkového signálu a chtěný signál jeho minoritní složkou. Právě z takového směru projekce vyplývají nekonzistence v rámci filtrované zpětné projekce, což vede ke

vzniku artefaktů ve tvaru pruhů. Jako protiopatření vůči rozptylovým artefaktům lze použít tyto dva přístupy a to zvýšení přesnosti kolimátoru nebo použití algoritmu k upravení měření intenzity záření.

[2][4]

$$I_{sum} = I + I_s \quad (2.9)$$

proměnné:

$I_{sum}$  ..... celková naměřená intenzita záření

$I$  ..... intenzita pohlceného záření

$I_s$  ..... intenzita rozptýleného záření

(upraveno podle [2])

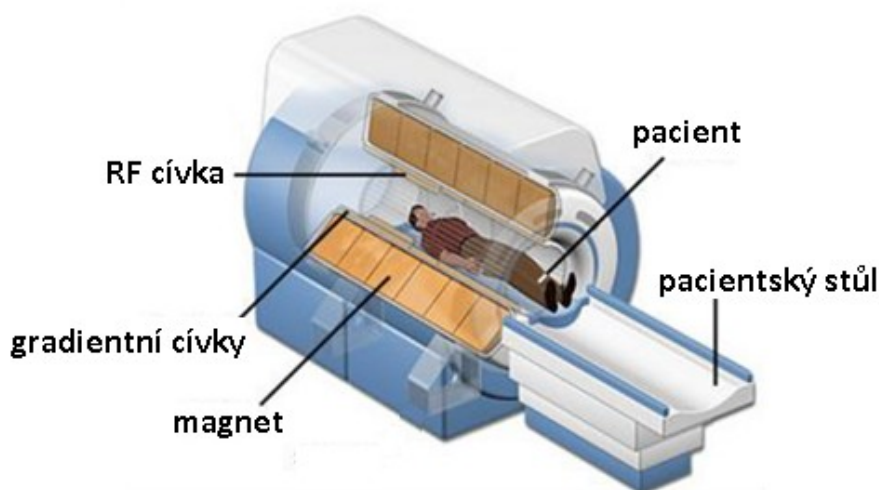


### 3 Magnetická rezonance (MRI)

Magnetická rezonance je unikátní neinvazivní zobrazovací metoda, která nevyužívá ionizujícího záření, na rozdíl od CT skenerů a radiografie (rentgenové záření) a metod využívajících radioizotopy. Místo toho využívá silného magnetického pole a radiofrekvenčních impulsů (RF impulsů). Cílem zájmu této diagnostické metody jsou protony jader vodíkových atomů umístěné v silném magnetickém poli. Působením RF impulsů na protony dochází k jejich excitaci na vyšší energetickou hladinu. Po skončení RF impulsů se excitované protony vrací zpět na nižší energetickou hladinu (relaxace protonů). Při přestupu z vyšší energetické hladiny na nižší energetickou hladinu emitují protony radiofrekvenční signály, které jsou detekovány a následně využity při tvorbě výsledného MRI snímku. Jelikož se v tkáních lidského těla vodíkové protony hojně vyskytují v rámci vodíkových atomů tvořících molekuly vody, tak MRI snímky v podstatě ukazují odlišnosti z hlediska obsahu a distribuce vody v různých tkáních lidského těla. MRI umožňuje mimo jiné také objevení onemocnění v počátečním stádiu a diagnostikovat různé patologie např. nádory, aneurysma atd. [4][5][8]

MRI přístroj je tvořen magnetem, třemi gradientními cívkami, radiofrekvenčními cívkami (tzv. RF cívky), shimovacími cívkami a počítačem. Nákres MRI přístroje je zobrazen na Obr. 10.

[3][8]



Obr. 10 Nákres MRI přístroje, upraveno podle [6]

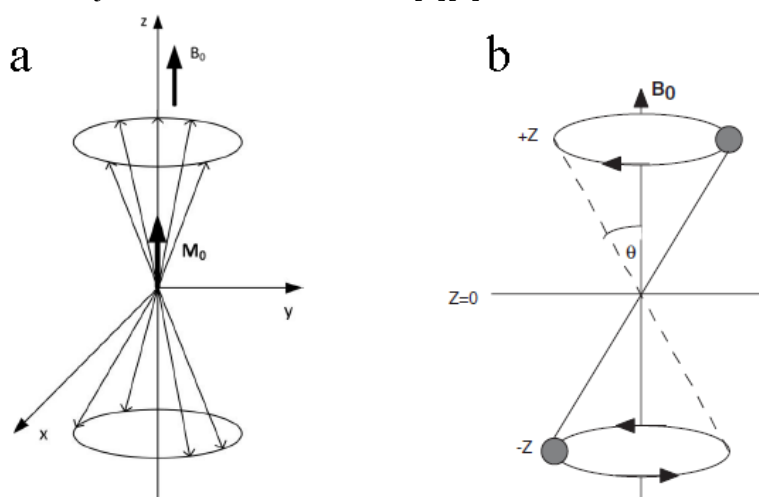
Úkolem magnetu je vytvořit statické a vysoce homogenní magnetické pole. Může být tvořen permanentním magnetem (magnetická indukce menší než 0,3 T), elektromagnetem nebo supravodivým magnetem (magnetická indukce větší než 0,5 T). Supravodivý magnet (supravodivý vodič) musí být chlazen kapalným heliem o teplotě 4,2 K, aby byla zajištěna jeho správná funkce. Magnet má obecně cylindrický tvar s velkým otvorem v jeho centru, který umožňuje zasunutí stolu i s pacientem. Pacient je tak zcela uzavřen v gantry MRI přístroje. Poloha pacienta při vyšetření na MRI je podobná jako při skenování na CT. Tři gradientní cívky (každá pro jeden směr kartézské soustavy souřadnic x, y, z) generují gradienty magnetického pole v tkáních lidského těla, což je využito pro zakódování prostorové informace do MRI signálu. Tím je umožněno snímkování tenkých anatomických řezů. RF cívky zastávají funkci vysílače a přijímače RF signálu. Vysílací RF cívka slouží k vytvoření RF pulsů, které excitují protony vodíkových jader. Přijímací RF cívka detekuje MRI signály produkované protony při jejich relaxaci. Přijímací i vysílací cívka musí být naladěna na

Larmorovu frekvenci. RF cívky se nacházejí v oblasti mezi tělem pacienta a gradientními cívkami. RF cívky lze dělit na povrchové, tělové a hlavové cívky. Pro funkci vysílací a přijímací cívky lze použít buď jednu RF cívku, která zastává obě funkce, nebo dvou separátních RF cívek každou pouze pro jednu funkci. Homogenita magnetického pole je udržována shimovacími cívkami. MRI přístroj je samozřejmě připojen k počítači umožňující řízení a nastavení MRI přístroje, rekonstrukci snímků, jejich zpracování, uložení a zobrazení. [3][5][8][9]

### 3.1 Princip MRI

K základním vlastnostem protonů, neutronů a elektronů patří spin. Spin může být kladný i záporný a jeho hodnota je rovna násobkům  $1/2$ . Každé jádro atomu obsahuje buď proton (jeden proton ve vodíkovém atomu) nebo kombinaci protonů a neutronů. Spinové kvantové číslo je pro protony a také pro neutrony rovno  $1/2$ . Jestliže jádro obsahuje stejný počet protonů a neutronů, tak se jednotlivé spiny těchto protonů a neutronů spárují a vyruší. Spin takového jádra je pak roven 0. Pokud jádro obsahuje různý počet protonů a neutronů (počet protonů se nerovná počtu neutronů), spárování není kompletní a jádro vykazuje spin (v rozmezí od  $1/2$  do 1) a magnetický moment. Obě veličiny mají směr a velikost. Jaderný spin souvisí s momentem hybnosti atomového jádra. [5][8][10]

V případě, že na lidské tělo nepůsobí silné magnetické pole, jsou jednotlivé magnetické momenty atomů lidských tkání zarovnané nahodile a jejich celkový magnetický moment  $M_0$  je roven nule. Je-li lidské tělo umístěno do silného magnetického pole, nastává zarovnání jednotlivých magnetických momentů těchto atomů buď paralelně (ve směru) nebo antiparalelně (opačným směrem) s působícím vnějším magnetickým polem  $B_0$ . Vnější magnetické pole  $B_0$  působí (je aplikováno) ve směru osy  $z$ . Většina atomů se zarovná paralelně se směrem působícího vnějšího magnetického pole  $B_0$ . Takové přeskupení atomů (jejich magnetických momentů) vede ke vzniku celkového nenulového magnetického momentu  $M_0$  vytvořeného v tkáních, který má stejný směr jako směr vnějšího magnetického pole  $B_0$ . Zarovnání jednotlivých magnetických momentů atomů a vznik celkového magnetického momentu  $M_0$  je znázorněn na Obr. 11 a. [8][9]



Obr. 11 a) zarovnání jednotlivých magnetických momentů atomů a vznik celkového magnetického momentu  $M_0$ , b) detail precesního pohybu jader, upraveno podle [5][6]

Jádra, jejichž magnetický moment je zarovnaný paralelně s působícím vnějším magnetickým polem  $B_0$ , začnou vykonávat precesní pohyb (s precesním úhlem  $\theta$ ) okolo kladné části osy  $z$  a tedy

i okolo směru působícího magnetického pole  $B_0$ . Jádra s antiparalelně zarovnanými magnetickými momenty také začnou konat precesní pohyb (s precesním úhlem  $\theta$ ), ale okolo záporné části osy z. Precesní pohyb jader okolo osy z je znázorněn na Obr. 11 b. [5][8][9]

Frekvenci precesního pohybu, označovanou jako Larmorova frekvence, lze určit ze vztahu (3.1). Z této rovnice vyplývá, že Larmorova frekvence je závislá na síle vnějšího magnetického pole  $B_0$  a gyromagnetickém poměru  $\gamma$  daného jádra. [5][8][9]

$$f = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (3.1)$$

v rovnici:

f..... Larmorova frekvence  
 $\gamma$ ..... gyromagnetický poměr daného jádra  
 $B_0$ ..... síla vnějšího magnetického pole

Paralelní a antiparalelní uspořádání magnetických momentů jader ovlivňuje jejich energii. Jestliže magnetický moment jádra je paralelně zarovnaný se směrem vnějšího magnetického pole  $B_0$ , pak se takové jádro nachází na nižší energetické hladině (jádro má nižší energii). V opačném případě, kdy je magnetický moment jádra antiparalelně zarovnaný vůči směru vnějšího magnetického pole  $B_0$ , se jádro nachází na vyšší energetické hladině (jádro má vyšší energii). [8]

Energie potřebná k přesunu (excitaci) jádra z nižší energetické hladiny na vyšší energetickou hladinu je nazývaná jako excitační energie  $E$  a lze ji definovat vztahem (3.2): [8][9][10]

$$E = h \cdot f = \frac{h}{2\pi} \cdot \gamma B_0 \quad (3.2)$$

v rovnici:

E..... excitační energie  
 $h$ ..... Planckova konstanta  
 $f$ ..... Larmorova frekvence  
 $\gamma$ ..... gyromagnetický poměr  
 $B_0$ ..... síla vnějšího magnetického pole  
 (upraveno podle [8][9])

Podle Boltzmannova zákona můžeme vypočítat poměr protonů (jader) v jednotlivých energetických hladinách podle následující rovnice (3.3): [10]

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{E}{kT}} \quad (3.3)$$

v rovnici:

$N_2$  ..... počet protonů (jader) ve vyšší energetické hladině  
 $N_1$  ..... počet protonů (jader) v nižší energetické hladině  
 $E$ ..... excitační energie (rovna rozdílu energií těchto dvou hladin)  
 $T$  ..... termodynamická teplota  
 $k$ ..... Boltzmannova konstanta  
 (upraveno podle [5][10])

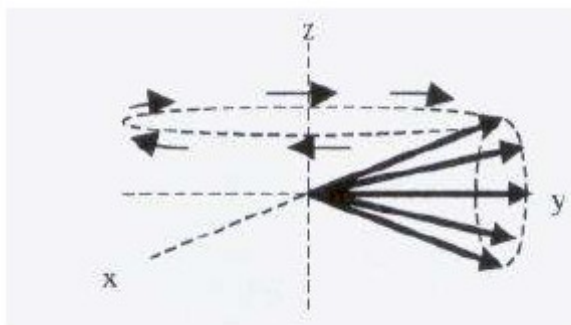
Při pokojové teplotě populace jader (protonů) na nižší energetické hladině převyšuje populaci jader (protonů) na vyšší energetické hladině. Jakmile se teplota bude zvyšovat, bude se tento poměr blížit k jedné. [5][10]

Excitační energie potřebná k přesunu jader (protonů) z nižší energetické hladiny na vyšší energetickou hladinu je dodána prostřednictvím RF pulsů. Larmorova frekvence a tím pádem také excitační energie závisí na gyromagnetickém poměru  $\gamma$ , jak je patrné z rovnic (3.1) a (3.2). Gyromagnetický poměr  $\gamma$  je odlišný pro různá jádra. Aby excitace byla úspěšná a došlo k rezonanci, tedy dané jádra absorbují energii a jsou excitovány na vyšší energetickou hladinu, musí být frekvence RF pulsů shodná s Larmorovou frekvencí těchto jader. Z toho vyplývá, že RF pulsy o určité frekvenci lze excitovat pouze jeden určitý typ jader. Cílem zájmu MRI jsou právě protony (jádra) vodíku  $^1\text{H}$ , jelikož je v lidském těle obsažen ve velkém množství (součást molekuly vody) a má nejvyšší MRI senzitivitu rovnu 1. Jeho gyromagnetický poměr  $\gamma$  nabývá hodnotu  $42,58 \text{ MHz} \cdot \text{T}^{-1}$ . Aby RF pulsy excitovaly protony (jádra) vodíků  $^1\text{H}$ , musí být frekvence RF pulsů shodná s jejich Larmorovou frekvencí. Z těchto důvodů bude další část textu vztažena k protonům (jádrům) vodíků  $^1\text{H}$ . Nicméně předchozí část textu, ačkoliv obecně, platí samozřejmě také pro protony (jádra) vodíků  $^1\text{H}$ .

[1][5][6][8][9]

### 3.1.1 Relaxační časy $T_1$ a $T_2$

Jak již bylo zmíněno výše, aplikuje-li se vnější magnetické pole  $B_0$  ve směru osy  $z$ , bude mít stejný směr také vektor celkové magnetizace  $M_0$  (celkový magnetický moment  $M_0$ ). Vektor celkové magnetizace  $M_0$  bude mít nenulovou pouze složku v ose  $z$  ( $M_0 = M_z$ ), jelikož vektorový součet jeho ostatních komponent v osách  $x$  a  $y$  je roven nule ( $M_x = 0$ ,  $M_y = 0$ ). Složka  $M_z$  je označována jako longitudinální (podélná) magnetizace a složky  $M_x$  a  $M_y$  jako transverzální (příčná) magnetizace. Detekovatelný signál může být vytvořen pouze složkami magnetizace  $M_x$  a  $M_y$ , proto je nutné vektor celkové magnetizace  $M_0$  překloupit do roviny  $xy$  nebo do transverzální (příčná) roviny. Překlopení vektoru celkové magnetizace  $M_0$  do roviny  $xy$  lze provést pomocí  $90^\circ$  RF pulsu nebo do transverzální roviny kombinací  $90^\circ$  a  $180^\circ$  RF pulsu (v tomto pořadí pulsů). V obou případech musí mít RF puls frekvenci shodnou s Larmorovou frekvencí protonu vodíku  $^1\text{H}$ . Použitím  $90^\circ$  RF pulsu dochází k překlopení vektoru celkové magnetizace  $M_0$  do roviny  $xy$  podle směru působení druhého (vnějšího) magnetického pole  $B_1$  vytvořeného právě  $90^\circ$  RF pulsem. Dochází také k sfázování precesních pohybů protonů. Vektoru celkové magnetizace  $M_0$  (nyní v rovině  $xy$ ) vykonává precesní pohyb okolo osy působení druhého magnetického pole  $B_1$  a zároveň okolo osy působení vnější magnetické pole  $B_0$ , viz Obr. 12. Tento pohyb je označován jako nutace. [5][6][9]



Obr. 12 Nutace vodíkových protonů, praveno podle [9]

Tento popisovaný stav potrvá po dobu působení 90° RF pulsu, který dodává protonům energii, aby setrvaly v excitovaném stavu. Po skončení působení 90° RF pulsu nastává relaxace protonů (návrat do nižší energetické hladiny) za současného emitování radiofrekvenčního signálu, který je označován jako MRI signál, FID signál nebo echo. Relaxace protonů probíhá současně dvěma procesy. [5][8][9][10]

Jedním z procesů relaxace protonů, označovaný jako spin-mřížková relaxace, je návrat vektoru celkové magnetizace  $M_0$  zpět do původního stavu (k ose z), neboli navrácení longitudinální magnetizace  $M_z$  do původní hodnoty ( $M_0 = M_z$ ). Spin-mřížkový relaxační čas  $T_1$  udává, za jak dlouho dosáhne hodnota longitudinální magnetizace  $M_z$  63 % ze své původní hodnoty. Tento průběh návratu longitudinální magnetizace  $M_z$  do své původní hodnoty lze popsat matematickou rovnicí (3.4) jako funkci času  $t$ : [5][6]

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (3.4)$$

Druhým z procesů relaxace protonů je tzv. spin-spinová relaxace. Zde dochází k rozfázování precesních pohybů protonů, jelikož jednotlivé protony začnou vytvářet mírně odlišná magnetická pole a precesovat na svoji Larmorově frekvenci. Tyto Larmorovy frekvence jednotlivých protonů se navzájem liší jen nepatrně. Tím dochází k návratu transverzální magnetizace  $M_{xy}$  do její původní hodnoty. Doba, za kterou se hodnota transverzální magnetizace  $M_{xy}$  vrátí na 37 % své původní hodnoty, se nazývá spin-spinový relaxační čas  $T_2$ . Také tento průběh návratu transverzální magnetizace  $M_{xy}$  lze popsat matematickou rovnicí (3.5) jako funkci času  $t$ : [5][6]

$$M_{xy} = M_{xy0} \cdot e^{-t/T_2} \quad (3.5)$$

Oba průběhy návratu magnetizace (longitudinální i transverzální) mají exponenciální průběh. Relaxační časy  $T_1$  a  $T_2$  jsou ovlivněny fyzikálními vlastnostmi daných tkání. Různé tkáně mají odlišné  $T_1$  a  $T_2$  vlastnosti, což je způsobeno odpovědí jejich vodíkových jader na působení RF pulsu v silném magnetickém poli. V souvislosti s  $T_1$  a  $T_2$  vlastnostmi daných tkání jsou nastavovány také parametry jako  $T_R$  a  $T_E$ .  $T_R$  (repetition time) je doba opakování mezi jednotlivými pulsy.  $T_E$  (echo time) je čas, za který se přijme echo, neboli časový interval mezi vysláním RF pulsu a přijímáním signálu. Těchto rozdílných  $T_1$  a  $T_2$  vlastností a nastavení parametrů  $T_R$  a  $T_E$  je využíváno pro generování MRI snímků, které jsou založené právě na  $T_1$  a  $T_2$  vlastnostech tkání. Takové snímky jsou označovány jako  $T_1$ -váhovaný snímek  $T_2$ -váhovaný snímek.  $T_1$ -váhované snímky umožňují výborně zobrazit kontrast měkkých tkání a materiálů s dlouhým relaxačním časem  $T_1$ . Tekutiny jsou při tomto nastavení zobrazeny černou barvou. Tento typ zobrazení je často používán k vyobrazení anatomických struktur.  $T_2$ -váhované snímky zobrazují světlou barvou nejen vodu, ale samozřejmě i tkáně s velkým obsahem vody. Tyto snímky jsou často používány pro zvýraznění oblastí zasažených nemocí. [5][6][8][10]

### 3.2 Zobrazovací sekvence

Zobrazovací sekvence slouží k dosažení MRI snímku. V dnešní době existuje celá řada různých sekvencí používaných pro odlišné klinické aplikace. S tím souvisí také velká různorodost pojmenování jednotlivých sekvencí, jelikož podobné sekvence mohou být u různých výrobců pojmenovány odlišně. [9][11]

V následující části textu budou popisovány pouze vybrané typy sekvencí.

### 3.2.1 Spin echo sekvence

Běžně používanými pulzními sekvencemi v MRI je právě spin echo sekvence. Přinejmenším obsahuje dva RF pulsy, excitační puls a jeden nebo více  $180^\circ$  refokusačních pulsů, které generují spinová echa. Refokusační puls je potřebný pro vytvoření každého echa. Spin echo sekvence také využívají gradientní pulsy opačné polarity pro výběr daného řezu. Pro minimalizování nepravých MRI signálů (ech) slouží mimo jiné tzv. spoiler gradienty.  $T_R$  je čas mezi úspěšnými excitačními pulsy pro daný řez.  $T_E$  je čas odpovídající době od vyslání excitačního pulsu až do detekování maxima echa. Příklad takové sekvence je následující: nejdříve se použije  $90^\circ$  puls, který vytvoří složky příčné magnetizace s precesním pohybem, a  $180^\circ$  puls pro refokusaci efektů  $T_2^+$  relaxace.  $90^\circ$  puls je aplikován současně s  $G_{\text{slice}}$  pro výběr požadovaného řezu. Také  $180^\circ$  puls, frekvenčně selektivní, je aplikován současně s  $G_{\text{slice}}$ . To umožňuje provedení tzv. víceřezového zobrazení (multislice imaging). Gradient s kladnou polaritou pro rozfázování je obvykle použit mezi  $90^\circ$  a  $180^\circ$  puls. Mezi běžně používanými spin echo sekvencemi se řadí standard single echo, standard multiecho a echo train spin echo (ETSE). Dále se do této skupiny sekvencí také řadí turbo spin echo (TSE), fast spin echo (FSE), ultra-fast spin echo (UFSE), multiecho multiplanar (MEMP) a mnoho dalších. [4][9][11]

### 3.2.2 Gradient echo sekvence

Gradient-echo sekvence se řadí do skupiny zobrazovacích technik, které nevyužívají  $180^\circ$  puls k refokusaci protonů. Signál echa je generován pouze prostřednictvím převrácení gradientu. Pro vytvoření echa, označovaného jako gradient echo, je použit druhý gradientní puls o stejné amplitudě (velikosti) a době trvání, pouze s opačnou polaritou, který obrátí rozfázování protonů. U všech gradient echo sekvencí se aplikují převrácené gradientní pulsy alespoň ve dvou směrech. Běžně jsou používány excitační úhly menší než  $90^\circ$ . Absence  $180^\circ$  RF pulsu u gradient echo sekvencí dovoluje aplikovat menší celkový RF výkon na pacienta, tím pádem je i celková zátěž RF energií menší. Dále absence  $180^\circ$  RF pulsu, v porovnání se spin echo sekvencí, umožnila dosažení kratšího minima parametru  $T_R$  nebo získání více řezů při stejném  $T_R$ . Kvalita snímku u gradient echo sekvencí je více citlivá na kovové implantáty a na anatomickou strukturu nacházející se pod oblastí zájmu (vyšetření).

[11]

Druhá skupina gradientních sekvencí patří do třídy technik nazývaných jako refokusační nebo steady-state gradient sekvence. Refokusační gradient echo sekvence používají jeden excitační puls s parametrem  $T_R$  kratším než relaxační čas  $T_2$  bez využití gradientního spoilingu. Jakmile vektor celkové magnetizace  $M_0$  dosáhne rovnovážného stavu, objeví se longitudinální i transverzální složka magnetizace ve chvíli dalšího excitačního pulsu. Refokusační sekvence, na rozdíl od spoiled gradient echo sekvencí, aplikují fázovací gradientní pulsy v jednom, dvou nebo i ve všech třech směrech k udržení transverzální složky magnetizace. Kromě toho jsou excitační pulsy aplikovány s dostatečnou rychlostí (krátké  $T_R$ ) na to, aby byla generována spinová echa, která se objeví současně s následnými excitačními pulsy. Tato spinová echa refokusují transverzální složku magnetizace jako v případě spin echo sekvencí (spin echo zobrazování). Tím pádem je amplituda signálu u refokusačních pulzních sekvencí silně závislá na relaxačních časech  $T_1$  a  $T_2$  vyšetřované tkáně. Optimálního kontrastu může být dosaženo pouze v tkáních s dlouhými relaxačními časy  $T_1$  a  $T_2$ . [6][11]

Do skupiny gradient echo sekvencí patří fast low angle shot (FLASH), fast field echo (FFE), spoiled gradient recalled acquired steady state (SPGR), gradient-refocused acquisition in the steady state (GRASS), turbo field echo (TFE) a mnoho dalších. [4][9][11]

### 3.2.3 Echo planar imaging (EPI) sekvence

Echo planar imaging (EPI) sekvence se řadí mezi velmi rychlé sekvence a používají rozdílné metody sběru dat a tím pádem různý počet excitačních RF pulsů. EPI sekvence může využívat buď pouze jeden excitační RF puls (tzv. single-shot EPI sekvence), nebo více excitačních RF pulsů (tzv. segmented EPI sekvence). Nejrychlejším typem z EPI sekvencí je právě single-shot EPI sekvence. Tato sekvence využívá pouze jednoho RF pulsů pro excitaci protonů ve zvoleném řezu s následným zaplněním celého k-prostoru pro získání celého snímku najednou. Čas potřebný k získání celého snímku se snížil na méně než 100 ms. Single-shot EPI sekvence může vyvolat nadměrné rozmazání snímku kvůli rozšíření rozptylové funkce (PSF). Rozšíření PSF je způsobeno  $T_2^*$  relaxací během sekvence a můžeme se s ním setkat např. na rozhraní tkáň-kost nebo tkáň-vzduch. Pro redukování tohoto efektu se současným zachováním vysoké rychlosti snímkování se často používají tzv. segmented EPI sekvence. Způsob získávání dat do k-prostoru u segmented EPI sekvence spočívá v náběru např. pouze každé čtvrté hodnoty do k-prostoru a následně se sekvence čtyřikrát zopakuje. Tímto způsobem dochází k zaplnění celé matice k-prostoru a rozmazání snímku je značně redukováno. Při segmented EPI sekvenci je  $T_2^*$  relaxace mnohem menší než v případě single-shot EPI sekvence.

[9][11]

### 3.2.4 Magnetization-prepared (MP) sekvence

Některé snímky, které jsou založeny na metodách zobrazení výše uvedených pulzních sekvencí, mohou vykazovat nedostatek kontrastu tkání nebo špatné prostorové rozlišení. K odstranění těchto omezení se základní techniky modifikují přidáním RF pulzů sloužících pro přednastavení vektoru celkové magnetizace do určeného stavu, který předchází vykonání kroků k prostorové lokalizaci. Tyto pulsy se nazývají magnetization-preparation pulsy a sekvence, které s těmito pulsy pracují, se obecně označují jako magnetization-prepared (MP) sekvence. Jedním z příkladů MP sekvencí je sekvence známá jako inversion recovery (IR). Tradiční IR sekvence je obměnou spin echo sekvence. Je to v podstatě spin echo sekvence s přidaným  $180^\circ$  pulsem, který je vyslán ještě před počátečním excitačním pulsem. Přídavný  $180^\circ$  puls otočí celkový vektor magnetizace protonů daného řezu, což vede k zlepšení  $T_1$  citlivosti v době excitačního pulsů. Inverzní čas  $T_1$  (inversion time) je časové zpoždění mezi  $180^\circ$  pulsem a excitačním pulsem a stanovuje množství  $T_1$  relaxace, která nastává mezi dvěma pulsy. Inverzní čas je nastavován obsluhou. Parametr  $T_E$  je definovaný stejně jako u spin echo sekvencí. IR sekvence vyžadují dlouhé časy  $T_R$ , aby byla zajištěna maximální  $T_1$  relaxace mezi následujícími excitačními RF pulsy. Nedostatečný čas  $T_R$  zapříčiní ztrátu signálu kvůli saturaci u tkání s dlouhými relaxačními časy  $T_1$ . IR pulsy mohou být kombinovány se všemi výše uvedenými typy sekvencí. Nejběžněji jsou však používány s ETSE sekvencemi, ačkoliv je relativně běžná jejich kombinace také s gradient echo sekvencemi nebo EPI sekvencemi. [11]

## 3.3 Působení magnetického pole na feromagnetické objekty

Přitažlivé síly působící na feromagnetický objekt jsou následkem změny potenciální energie  $U$ , viz rovnice (3.6): [4]

$$F = \nabla U \quad (3.6)$$

Potenciální energie  $U$  je výsledkem magnetického momentu a použitého vnějšího magnetického pole, viz rovnice (3.7): [4]

$$U = \frac{1}{2}MB_0; \quad M = \frac{\chi}{\mu_0}VB_0 \quad (3.7)$$

Magnetický moment  $M$  feromagnetického objektu je výsledkem jeho objemu  $V$ , jeho magnetické susceptibility  $\chi$  a síly magnetického pole  $B_0$  v daném místě. Při zjednodušení dané problematiky pouze na jednu dimenzi lze říci, že přitažlivé síly působící na feromagnetický objekt jsou úměrné gradientu magnetického pole v daném místě a síle magnetického pole ve stejném místě, viz rovnice (3.8): [4]

$$F_z = \frac{\chi \cdot V}{\mu_0} \cdot B_0 \cdot \frac{\partial \cdot B_0}{\partial z} \quad (3.8)$$

Největší hodnota přitažlivých sil (jejich maximum) se objevuje v blízkosti gantry, zatímco v oblasti izocentra magnetu jsou přitažlivé síly nulové. Feromagnetický tvarově asymetrický objekt bude mít silnou tendenci srovnat svojí delší osu paralelně se směrem působení magnetického pole. Např. nůžky z feromagnetického materiálu budou vždy letět směrem do magnetu svým hrotem napřed. Točivý moment je úměrný druhé mocnině síly magnetického pole a jeho hodnota je maximální v izocentru magnetu. [4]

### 3.4 Interakce magnetického pole s aktivními a pasivními implantáty

Pokud se ve statickém magnetickém poli vyskytne feromagnetický implantát, dojde k jeho uvolnění (odtržení) z jeho původní pozice za předpokladu, že točivý moment a přitažlivé síly statického magnetického pole překonají síly udržující implantát ve jeho původní pozici. To je případ starých kardiostimulátorů, kochleárních implantátů a aneurysmatických cévních svorek. Ortopedické implantáty obecně nejsou vyrobeny z feromagnetických materiálů, a tudíž nepředstavují kontraindikaci pro MRI vyšetření. Pro aktivní implantáty, jako např. starší kardiostimulátory, představuje statické magnetické pole potenciální hrozbu z hlediska jejich správné funkčnosti. Především pro aktivní implantáty nepředstavuje riziko pouze statické magnetické pole, ale také použití RF pulsů. Ačkoliv je toto riziko považováno za potenciálně nízké, může přesto dojít k indukci RF pulsu např. do vodiče (elektrody) kardiostimulátoru. [4]

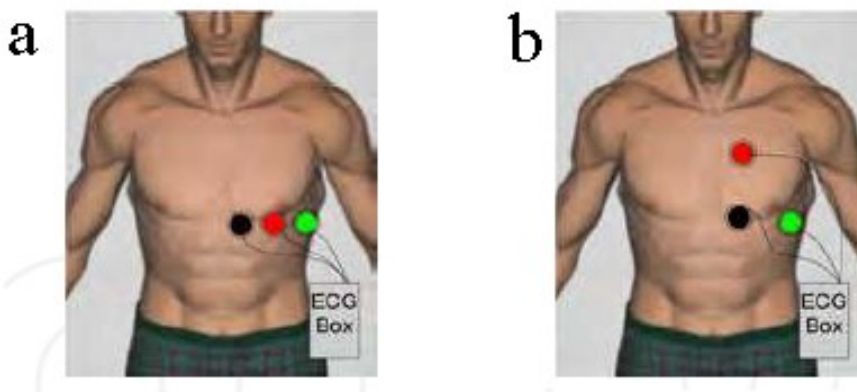
### 3.5 Snímání EKG v prostředí MRI

Ačkoliv snímání EKG během MRI vyšetření (přímo v gantry MRI) není zcela snadný případ z důvodu výskytu artefaktů v měřeném signálu, stále se objevují další klinické indikace, které vyžadují tento způsob snímání EKG. [12]

V klinické praxi se můžeme setkat s MRI přístroji, které jsou vybaveny přidaným hardwarem pro snímání a zpracování EKG signálu. Tento hardware se může skládat z následujících částí: EKG elektrod (MRI kompatibilních), vodičů a krátkých kabelů s vysokou impedancí, signálový předzesilovač a převodník, dále optické vlákna nebo bezdrátová komunikace pro přenos EKG signálu, monitor životních funkcí pro zpracování signálu a generování triggeringu. Rozmístění povrchových elektrod na těle pacienta pro snímání EKG v prostředí MRI se může lišit od jejich rozmístění, které se běžně používá pro konvenční měření EKG. Ačkoliv je silnější signál naměřen elektrodami, které jsou umístěny ve větší vzdálenosti od sebe, tak na druhou stranu se při tomto způsobu měření v MRI prostředí indukují artefakty do EKG signálu. O těchto artefaktech bude zmíněno ještě dále. Tudíž se EKG elektrody umísťují poměrně blízko u sebe v horní části levé strany torza pacienta. Ukázka možných rozmístění elektrod na těle pacienta v prostředí MRI v závislosti na síle působícího



magnetického pole je zobrazena na Obr. 13. Naměřený EKG signál je přenášen do MRI přístroje, který ho využívá pro gating a triggering při náběru MRI dat. [12]



Obr. 13 Možné rozmístění elektrod na těle pacienta a) v případě magnetického pole o síle 3 T a vyšší; b) v případě magnetického pole o síle 1,5 T, upraveno podle [12]

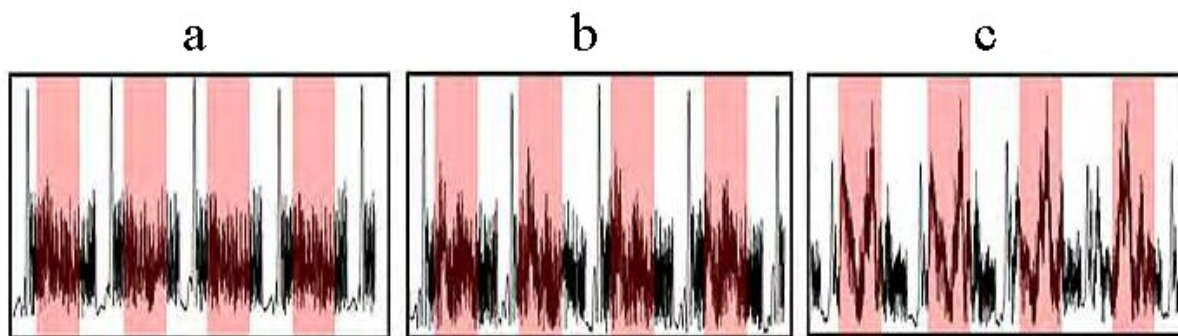
Během snímání EKG v prostředí MRI dochází ke zkreslení EKG křivky v důsledku magneto-hydrodynamických (MHD) efektů a interferencí s elektromagnetickým polem. Protéká-li vodivá kapalina skrz magnetické pole, dochází k indukci MHD potenciálu. Interferencí magnetického pole s vodivou kapalinou vzniká napětí kolmé k siločarám magnetického pole a také ke směru protékání tekutiny. MHD napětí  $V$  může být vyjádřeno následující rovnicí (3.9): [12]

$$V = \int_0^L \mathbf{u} \cdot \mathbf{B} \, dL \quad (3.9)$$

v rovnici:

$V$  [mV] ..... napětí způsobené vlivem MHD efektů  
 $B$  [T] ..... hustota magnetického toku  
 $u$  [ $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ] ..... rychlost proudění kapaliny  
 $dL$  ..... vzdálenost mezi elektrodami

V klinické praxi MHD efekt vytváří napětí související s krevním tokem, které je zanášeno do EKG signálu. MHD efekt se výrazně projevuje během srdečních fází systolického proudění krve v aortě. To způsobuje vážné zkreslení ST segmentu. S rostoucí intenzitou působícího magnetického pole roste nejen rušení EKG signálu, ale také dochází k zvýšení amplitudy R kmitu EKG křivky. Vliv rostoucí intenzity působícího magnetického pole na vznik rušivých artefaktů v signálu (červené sloupce) je zobrazen na Obr. 14. Artefakty v EKG křivce a zvýšení amplitudy T vlny mohou být chybně interpretovány (zaměněny) za R kmity. To může vést k chybnému stanovení srdeční aktivity nebo nesprávnému nastavení srdečního gatingu. Výsledkem chybného nastavení srdečního gatingu je vznik pohybového artefaktu srdce na výsledném snímku. Tyto artefakty činí MHD efekty škodlivými pro spolehlivou MRI synchronizaci nebo registraci MRI dat v souvislosti se srdečním cyklem a obecně představují praktickou překážku při snímání EKG během MRI vyšetření. Na druhou stranu bylo vytvořeno několik návrhů řešení k odstranění, vyrušení, korekci nebo vyhnutí se MHD artefaktům (indukované napětí) související s krevním tokem. [12]



Obr. 14 Nefiltrovaný EKG záznam naměřený v magnetickém poli o síle a) 1,5 T; b) 3 T; c) 7 T, upraveno podle [12]

Z hlediska bezpečnosti pacienta je potřeba dodržovat určitá stanovená pravidla a omezení, aby se zabránilo riziku zranění pacienta, jako je např. popálení kůže vlivem rostoucí teploty elektrod a vodičů nebo vlivem indukce vysokého napětí do vodičů kvůli jejich interakci s RF polem. Z těchto důvodů se nesmí používat v MRI prostředí konvenční EKG elektrody (MRI nekompatibilní), protože využívají buď vodivé materiály o nízké impedanci, nebo obsahují feromagnetické komponenty. Navíc EKG vodiče při jejich používání nesmí být stočeny do tvaru smyčky, jelikož by vytvořily RF anténu a hrozilo by riziko popálení. Také je doporučeno používání vodičů s vysokou impedancí místo vodičů s nízkou impedancí. Základem je používání EKG vodičů o co nejmenší možné délce. V ideálním případě by měla být délka EKG vodičů menší než vlnová délka RF vlny. Aby byla zajištěna krátká délka EKG vodičů, jsou využívány právě optické vodiče nebo bezdrátová komunikace pro přenos signálu mezi bateriově napájeným převodníkem a MRI přístrojem. Ve výrobních manuálech pro RF cívkou je doporučováno jejich dostatečné podložení (vycpání), aby byla zajištěna bezpečná vzdálenost RF cívek od EKG elektrod umístěných na hrudníku. Tohle opatření bylo zrealizováno k zamezení umístění EKG elektrod do oblasti s vysokým lokálním magnetickým polem vyvolaným RF cívkou. Obecně lze říci, že v MRI prostředí se mohou vykytovat a být používána pouze ta zařízení a věci, které jsou označovány jako MRI kompatibilní. [12]

## 4 Rešerše publikované literatury

### 4.1 Východiska rešerše

Měření biopotenciálů pacienta a vyšetření zobrazovacími metodami (např. MRI a CT) jsou dvě oblasti, které se v určitých případech prolínají a spojují. Jsou to případy, kdy je nutné snímat elektrické biopotenciály (např. EKG a EEG) pacienta a zároveň provést vyšetření zobrazovacími metodami jakými jsou MRI a CT. V takových situacích se používání klasických elektrod a vodičů částečně nebo zcela vylučuje. Při CT vyšetření mohou být použity klasické elektrody (např. Ag/AgCl) a vodiče bez rizika ohrožení zdraví pacienta nebo poškození CT přístroje. Avšak klasické elektrody a vodiče produkují na CT snímcích závažné artefakty. Tyto artefakty stěžují nebo dokonce znemožňují stanovení diagnózy. V případě MRI je situace mnohem horší. Z principu funkce MRI je přísně zakázáno umístění věcí vyrobených z magnetických kovů do blízkosti MRI, aby bylo vyloučeno riziko úrazu pacienta nebo poškození MRI přístroje. Téměř všechny běžně používané elektrody a vodiče jsou vyrobeny právě z magnetických kovů. Ačkoliv existují speciální elektrody (tzv. MRI kompatibilní) a vodiče (např. optické vlákna), které lze použít při vyšetřeních na MRI a CT, mají také tyto speciální elektrody a vodiče svá omezení.

Rešerše byla vytvořena ze zdrojů databází Web of Science, ScienceDirect a SpringerLink.

Cílem rešerše bylo seznámit se s problematikou alternativních biopotenciálových elektrod využitelných pro snímání elektrických biopotenciálů při zobrazovacích vyšetřeních na MRI a CT.

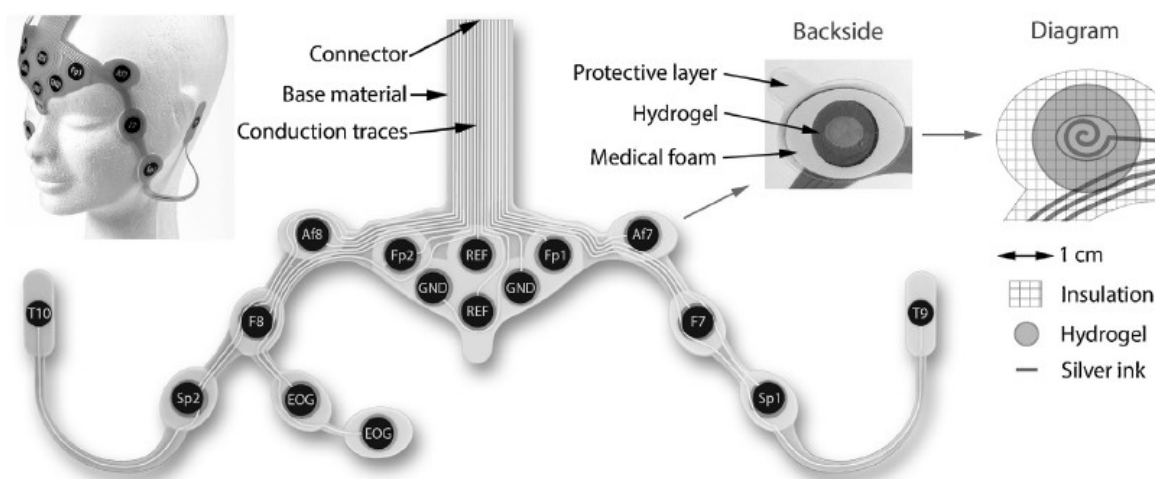
**Název:** Screen-printed EEG electrode set for emergency use

**Autoři:** Pasi Lepola, Sami Myllymaa, Juha Töyräs, Anu Muraja-Murro, Esa Mervaala, Reijo Lappalainen, Katja Myllymaa

**Publikováno:** Sensors and Actuators A: Physical, Volume 213, 2014 IEEE

Cílem této studie bylo vylepšit jednorázový EEG elektrodový set nazývaný BrainStatus (oproti jeho starší verzi), který by umožňoval rychlou a snadnou aplikaci (bez odborné znalosti neurofyzologie) pro urgentní měření EEG např. na pohotovosti. [14]

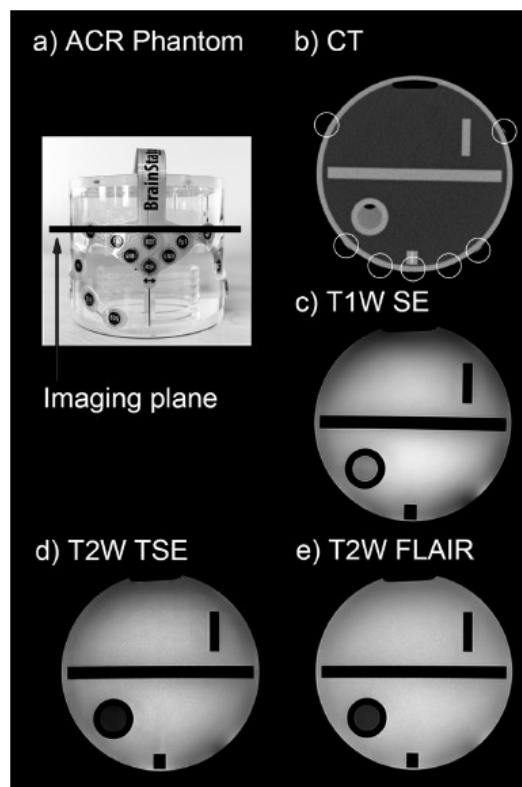
Nová verze EEG elektrodového setu obsahuje 16 hydrogelových elektrod (12 snímacích, 2 referenčních a 2 zemnicích elektrod) a konstrukčně je složena z podkladového materiálu, elektrod, vodičů a konektoru pro připojení záznamového zařízení, viz Obr. 15. Flexibilní podkladový materiál je tvořen polyesterovým filmem (Autostat CT4, MacDermid Autotype Ltd, Wantage, UK). Na něj se technologií screen printing (Screentec Oy, Oulu, Finland) natisknou všechny elektrody a vodivé dráhy. K tisku se použil inkoust obsahující stříbro (XCMS-015 Polymer thick film silver ink, Spraylat Electronic Materials Group, Mt. Vernon, NY). Zapouzdření vodivých drah je realizováno izolační pastou (Acheson Electrotag 452 SS, D-MAX technologies CO., LTD, Shenzhen, China). Aby se vylepšil kontakt mezi kůží a elektrodou, byla každá elektroda pokryta adhezí hydrogelovou membránou (AG602, Amgel Technologies, Fallbrook, CA). Hydrogelová membrána byla navíc ještě obklopena elektricky nevodivou pěnovou podložkou (Venture 7432M, Venture Tape, MA, USA), viz detail elektrody na Obr. 15, pro zaručení dobrého uchycení elektrody ke kůži. Tvar podkladového materiálu byl navržen tak, aby co nejlépe pasoval na obličej. [14]



Obr. 15 Schéma EEG elektrodového setu BrainStatus (uprostřed), ukázka jeho aplikace (nalevo) a detail jedné elektrody (napravo) [14]

Testování výskytu artefaktů na MRI snímcích se realizovalo s využitím vhodného fantomu (ACR MRI Phantom, The American College of Radiology, Reszon, VA). Na povrch fantomu byl umístěn BrainStatus a tento celek byl testován na 3T celotělovém MR skeneru (Philips Achieva 3T, Philips Medical Systems, Best, Netherlands) s využitím hlavové cívk. Pro detekci případných artefaktů způsobených EEG elektrodovým setem byly použity typické zobrazovací sekvence pro vyšetření hlavy, jakými jsou T1 SE, T2 TSE a T2 FLAIR. Stejný fantom s umístěným EEG elektrodovým setem byl využit také pro ověření, zda se budou vyskytovat artefakty na CT snímcích při spuštění rutinního programu pro vyšetření hlavy (100 kV; 192 mAs) klinickým CT skenerem (Siemens Syngo CT 2010B, Siemens AG, Erlangen, Germany). [14]

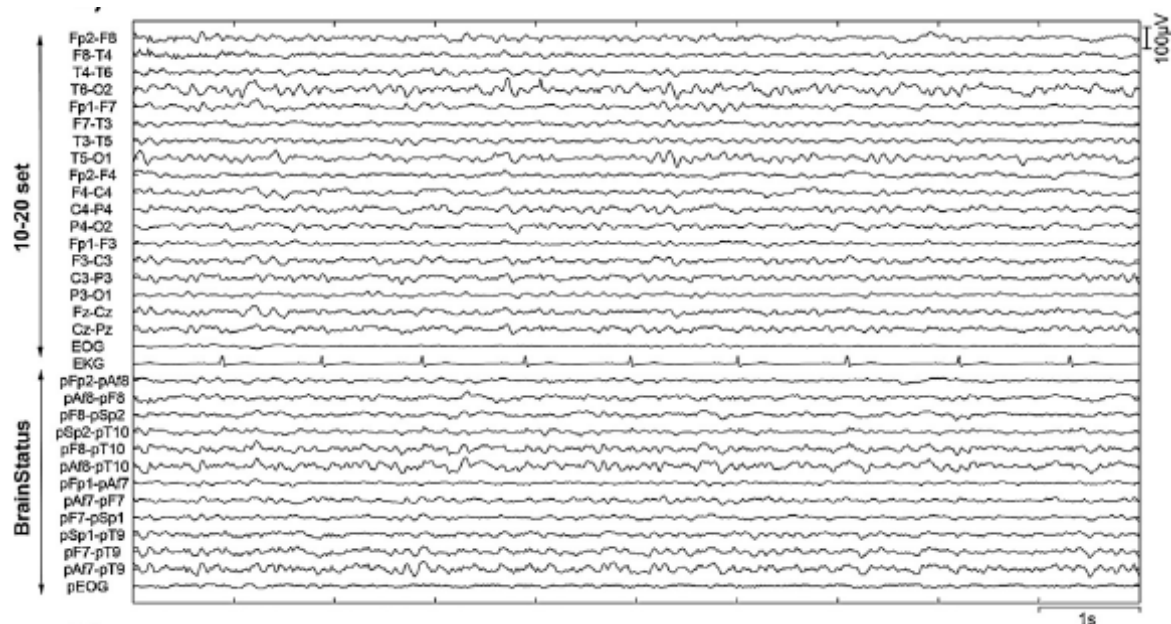
Všechny pořízené snímky na MRI a CT (viz Obr. 16.) byly vyhodnoceny zkušeným neuroradiologem z hlediska výskytu artefaktů. Podle něj BrainStatus nezpůsobil klinicky významné artefakty v rámci měření na fantomu. [14]



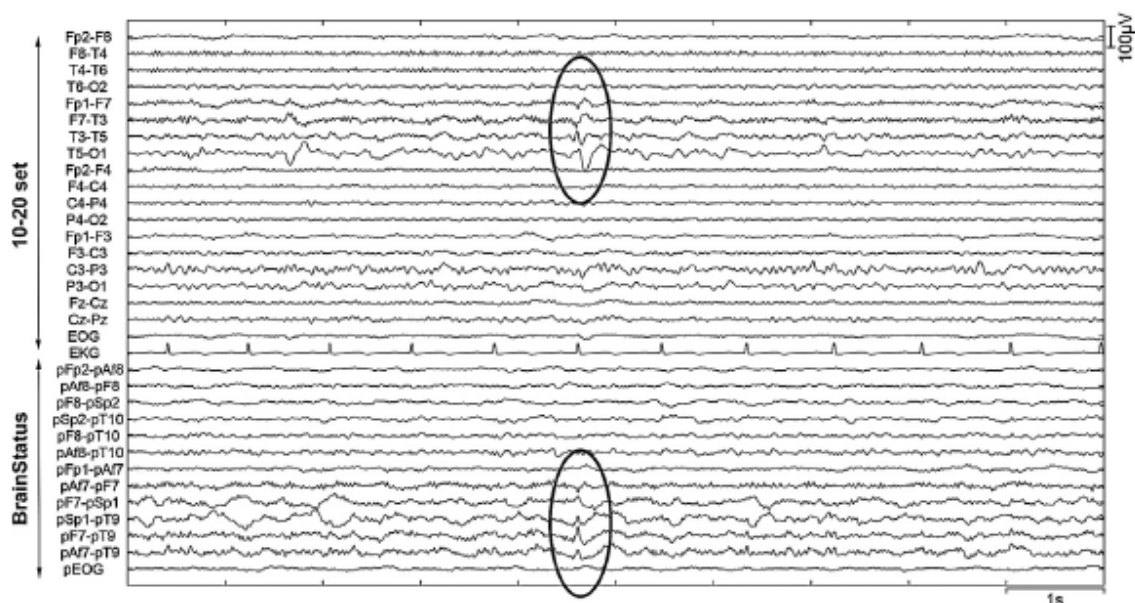
Obr. 16 Fantom s připevněným EEG elektrodovým setem a); CT snímek se zakroužkovanými pozicemi elektrod b); MRI snímek ze sekvence T1 SE c); MRI snímek ze sekvence T2 TSE d); MRI snímek ze sekvence T2 FLAIR e) [14]

Ověření, zda je možné BrainStatus využít pro měření EEG v případě nemožnosti standardního snímání dle systému 10-20, bylo provedeno současným snímáním EEG konvenčními povrchovými elektrodami (Grass Technology) a BrainStatusem. Konvenční povrchové elektrody byly rozmístěny podle systému 10-20 s nanesenou elektrovodivou pastou (EC2<sup>®</sup> Genuine Grass Electrode Cream). BrainStatus byl umístěn na obličej pod linií vlasů pacienta. Povrch pokožky obličeje byl před samotnou aplikací EEG elektrodového setu očištěn etanolem. Měření probíhalo u 2 klinických pacientů. První pacient (muž, 74 let) prodělal operaci nádoru hlavy a trpěl kolísajícími ztrátami bezvědomí. Druhá pacientka (žena, 73 let) prodělala před 25 lety krvácení do mozku s následnými příznaky epilepsie. [14]

U prvního pacienta (viz Obr. 17) nebyly zpozorovány epileptické výboje, ale u druhého pacienta (ženy) byly elektrodovým setem Brainstatus potvrzeny opakující se epileptické hroty a ostré vlny v levém spánkovém laloku, viz zakroužkované úseky na Obr. 18. [14]



Obr. 17 EEG naměřené zároveň elektrodovým setem BrainStatus a klasickými elektrodami umístěnými dle systému 10–20 na pacientovi (muž, 74 let) [14]



Obr. 18 EEG naměřené zároveň elektrodovým setem BrainStatus a klasickými elektrodami umístěnými dle systému 10–20 na pacientovi (žena, 73 let) [14]

Na základě výsledků všech měření dospěli autoři k závěru, že EEG elektrodový set BrainStatus by bylo možné spolehlivě využít v případech ambulantního a urgentního snímání EEG, kdy nelze použít standardní rozmístění elektrod dle systému 10-20. K výhodám BrainStatusu patří jeho rychlá aplikace na obličej pacienta (v řádu několika minut), kvalita snímaného signálu srovnatelná s klasickými povrchovými EEG elektrodami, nezpůsobování klinicky významných artefaktů na MRI a CT snímcích, redukování pohybových artefaktů a MRI a CT kompatibilita (autoři zde vychází z výsledků svého staršího článku New disposable forehead electrode set with excellent signal quality and imaging compatibility [15]). Na druhou stranu si autoři uvědomují slabé stránky

elektrodového setu, jakými jsou např. vyšší impedance hydrogelových elektrod a možná náchylnost na elektromagnetické rušení z kabelového vedení nebo z jiných elektrických zařízení. V případě elektromagnetického rušení by se mohly tištěné elektrody chovat jako antény. Autoři zdůrazňují nutnost dalšího testování na velkém počtu pacientů, aby mohla být ověřena diagnostická správnost a použitelnost EEG elektrodového setu v praxi. [14]

**Název:** Platinum-Iridium Subdermal Magnetic Resonance Imaging-Compatible Needle Electrodes Are Suitable for Intraoperative Neurophysiological Monitoring During Image-Guided Surgery With High-Field Intraoperative Magnetic Resonance Imaging: An Experimental Study

**Autoři:** D'Andrea Giancarlo, Angelini Albina, Foresti Camillo, Familiari Pietro, Caroli Emanuela, Frati Alessandro

**Publikováno:** OPERATIVE NEUROSURGERY, volume 10, 2014

Tato práce se zabývá porovnáním elektrod z různých materiálů z hlediska bezpečnosti, ceny, kompatibility a zhodnocením, která z nich je nejvhodnější pro použití na operačním sále s iMRI (intraoperativní MRI) o vysoké intenzitě magnetického pole a zároveň umožňující IOM (peroperační neurofyzilogická monitorace). [16]

Celkem byly zvoleny 3 subdermální elektrody vyrobené ze zlata, slitiny platiny-iridium a nerezové oceli, které se porovnávaly mezi sebou. Všechny zvolené elektrody byly jednorázové podkožní jehlové elektrody o délce 12 mm a průměru 0,4 mm s 1,5 m dlouhým přívodním kabelem. Takové podkožní jehlové elektrody, jako jsou zde uvedeny, se používají ke stimulaci nebo snímání např. EEG a EMG. [16]

Testování elektrod probíhalo v několika fázích. Nejříve se elektrody testovaly na želatinovém fantomu a poté na jablkách. Pouze elektrody, u kterých se prokázala bezpečnost a vhodnost pro IOM v BrainSuite iMRI (institucionální operační sál s 1,5 T skenerem firmy Brainlab), mohly být použity na dobrovolnících. [16]

Materiálové vlastnosti (soudržnost a odolnost) želatinového fantomu byly velmi podobné lidské kůži. Navíc jeho teplotní stabilita umožňuje jeho využití v teplotním rozsahu od  $-12^{\circ}\text{C}$  do  $50^{\circ}\text{C}$ . Jako druhý testovací fantom byla použita jablka pro jejich jinou konzistenci, geometrický tvar a obsahu molekul  $\text{H}_2\text{O}$  oproti prvnímu fantomu. [16]

Ověření kompatibility elektrod probíhalo v BrainSuite iMRI tak, že byly všechny testované elektrody umístěny ve stejný čas na daný testovací model (fantom a jablko). Vzájemná vzdálenost elektrod byla 2 cm. Mezi parametry, které se hodnotily, byly např. zkreslení obrazu a artefakty na MRI, bezpečnost elektrod z hlediska možného popálení pacienta (zvýšení teploty). Zkreslení obrazu bylo mimo jiné hodnoceno na základě rozměrů zkreslené oblasti. [16]

Při experimentálních měřeních na dobrovolnících (5 zdravých dobrovolníků, 2 ženy a 3 muži) byly také zaznamenávány infračerveným teploměrem změny teplot u elektrod před a okamžitě po MRI. [16]

Pro testování byly použity následující sekvence MRI, které se využívají během běžných předoperačních procedur a během operace. T1 MPRAGE, T2 FLAIR a DTI sekvence. [16]

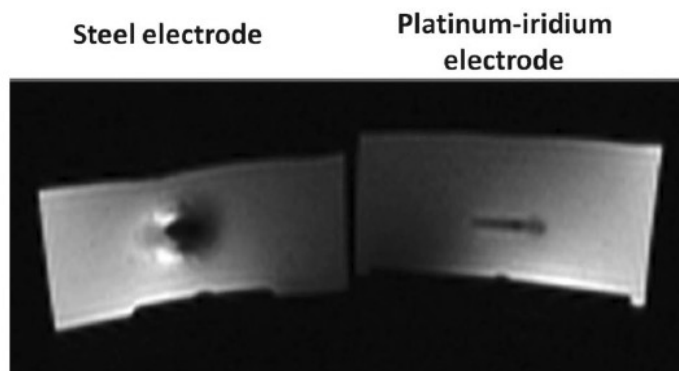
Výsledky všech experimentů jsou zobrazeny v tabulce na Obr. 19. [16]

TABLE. Results of the Experiments With the Different Electrodes on the Different Models			
	Apple	Phantom	Volunteers
<b>Gold</b>			
Temperature increase	Initial temperature = 22.1°C (increase, 0.1 ± 0.1°C)	Initial temperature = 22.0°C (increase, 0.2 ± 0.3°C)	Initial temperature = 22.2 ± 0.33°C (increase, 0.13 ± 0.4°C)
Distortion area	...	...	...
Flow void	...	...	...
Ghost line	...	...	...
<b>Platinum-iridium</b>			
Temperature increase	Initial temperature = 22.5°C (increase, 0.4 ± 0.3°C)	Initial temperature = 22.3°C (increase, 0.3 ± 0.1°C)	Initial temperature = 22.0 ± 0.24°C (increase, 0.41 ± 0.28°C)
Distortion area	2.9 ± 0.2 mm × 2.9 ± 0.2 mm = 8.41 mm <sup>2</sup>	2.7 ± 0.3 mm × 2.7 ± 0.3 mm = 7.29 mm <sup>2</sup>	2.5 ± 0.3 mm × 2.5 ± 0.3 mm = 6.25 mm <sup>2</sup>
Flow void	Linear	Linear	Linear
Ghost line	Yes	Yes	Yes
<b>Stainless steel</b>			
Temperature increase	Initial temperature = 22.8°C (increase, 0.9 ± 0.4°C)	Initial temperature = 22.9°C (increase, 1.1 ± 0.6°C)	
Distortion area	16.3 ± 3.4 mm × 11.4 ± 2.2 mm = 185.82 mm <sup>2</sup>	19 ± 4.1 mm × 9.3 ± 1.7 mm = 176.7 mm <sup>2</sup>	
Flow void	Elliptical	Elliptical	
Ghost line	Yes	Yes	

Obr. 19 Shrnutí výsledků všech experimentů u testovaných elektrod [16]

U všech testovaných druhů elektrod se zaznamenaly spolehlivé elektrofyziologické parametry pro IOM a prokázalo se, že jsou bezpečné z hlediska tepelné stálosti. V případě zlaté a platinum-iridiové elektrody se dosáhlo optimálních výsledků zahrnující nerušení magnetickým polem, nezpůsobení významných artefaktů na iMRI a poskytování spolehlivého IOM. Obě zmíněné elektrody byly kompletně kompatibilní s iMRI a schopné poskytnout vynikající IOM v BrainSuite. [16]

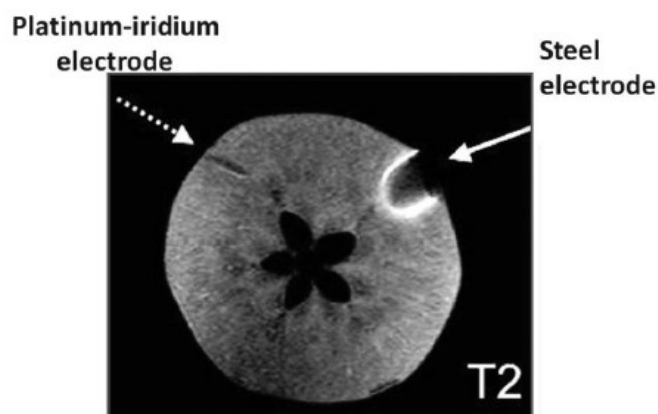
Elektrody z nerezové oceli způsobovaly velké zkreslení signálu a artefakty na radiologických snímcích. Z těchto důvodů byly označeny jako nekompatibilní pro MRI v BrainSuite. Na MRI snímcích z testování na fantomu (viz Obr. 20) jsou jasné patrné obrazové artefakty způsobené elektrodou z nerezové oceli oproti elektrodě ze slitiny platiny-iridium. [16]



Obr. 20 MRI snímky testování elektrod z nerezové oceli a slitiny platiny-iridia na fantomu [16]

Stejně tomu tak bylo i na MRI snímcích v případě testování na jablku, viz Obr. 21. Z těchto poznatků vyplývá výhoda platinum-iridiové elektrody oproti elektrodě z nerezové oceli, která nedovoluje použití intraoperativní akvizice pokročilých neurozobrazovacích metod jako je např. DTI (difuzní tenzorové zobrazení). Ačkoliv nebyly viditelné stopy po popálení u žádné testované elektrody, tak bylo pomocí infračerveného teploměru odhaleno významné zvýšení teploty u elektrody z nerezové oceli. Zvýšení teploty bylo úměrné času její expozice v magnetickém poli při MRI. [16]





Obr. 21 MRI snímek testování elektrod z nerezové oceli a slitiny platiny-iridia na jablku [16]

Z provedených testů a jejich výsledků autoři usuzují, že nejlepší z testovaných elektrod (její materiál) je platino-iridiová elektroda. Elektroda s nerezavějící oceli nesplnila podmínky MRI kompatibility, způsobovala velké rušení na MRI snímcích a nebylo ji proto možné použít pro testování na dobrovolnících. Ačkoliv, se na MRI snímcích elektrody ze slitiny platiny-iridia objevovaly mírné artefakty v porovnání s elektrodou ze zlata, nelze elektrodu ze zlata použít do klinického provozu kvůli její vyšší ceně. Při testování elektrody ze slitiny platiny-iridia na dobrovolnících nebyly zaznamenány žádné tepelné poškození kůže a tkání v důsledku použití elektrod z tohoto materiálu. Autoři navíc použili elektrody ze slitiny platiny-iridia v rámci IOM v BrainSuite iMRI při 126 operacích a dosáhli výborných výsledků. Také bylo ověřeno, že IOM je efektivní a bezpečný v 1,5 T iMRI BrainSuite. [16]

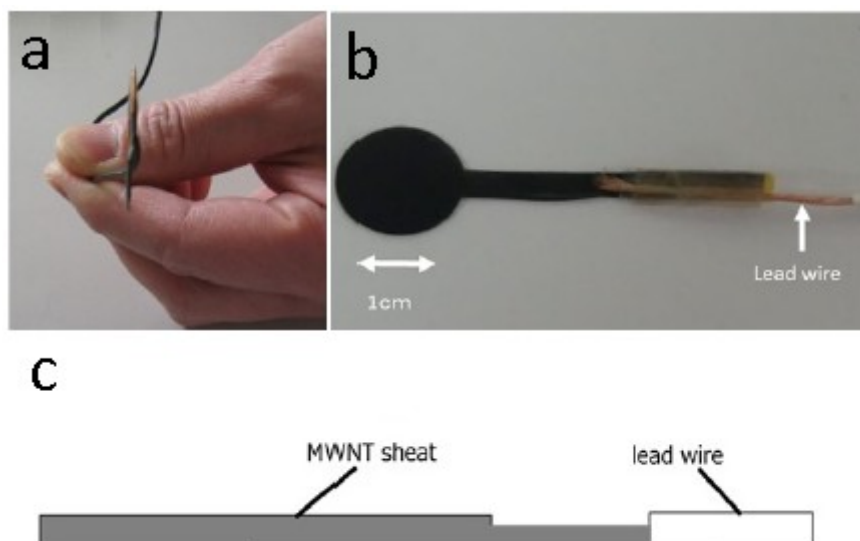
**Název:** Thin-film electroencephalographic electrodes using multi-walled carbon nanotubes are effective for neurosurgery

**Autoři:** Kousuke Awara, Ryuhei Kitai, Makoto Isozaki, Hiroyuki Neishi, Kenichiro Kikuta, Naoki Fushisato, Akira Kawamoto

**Publikováno:** BIOMEDICAL ENGINEERING ONLINE, volume 13, 2014

V tomto článku je prezentována MWCNT elektroda umožňující snímání mozkové aktivity a evokovaných potenciálů. Zmiňovaná MWCNT elektroda dovoluje její použití v průběhu vyšetření na MRI a CT. [17]

Pro výrobu MWCNT (multi-walled carbon nanotube) elektrody byl použit MWCNT prášek s částicemi o průměru 140 nm a délce 7  $\mu\text{m}$  (Materials and Electrochemical Research Corporation, AZ USA). Směs MWCNT prášku a polymethylmetakrylátu (PMMA: Nacalai Tesque, Kyoto, Japan) byla rozpuštěna v roztoku methylethylketonu. S použitím 600 W homogenizéru byl roztok vystaven ultrazvukovým vlnám po dobu 40 minut. Následně se roztok nechal přes noc odležet. Jakmile došlo k odpaření organického rozpouštědla v průběhu 24 hodin, bylo přistoupeno k vytvoření tenkého filmu na skleněný substrát. Tvar skleněného substrátu s naneseným MWCNT filmem byl upraven tak, aby odpovídal tvaru stříbrné elektrody. Průměr výsledné MWCNT elektrody byl 1 cm a její tloušťka dosahovala hodnoty 250  $\mu\text{m}$ . Výsledná MWCNT elektroda byla poté připojena ke komerčně dostupnému vodiči, viz Obr. 22. [17]

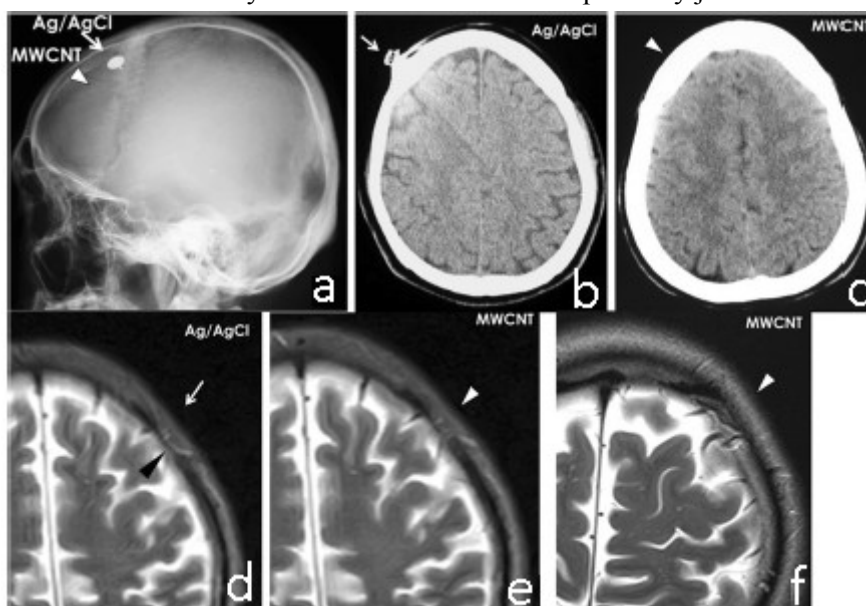


Obr. 22 MWCNT elektroda a) boční pohled; b) horní pohled; c) schematický náčrt [17]

Testování MWCNT elektrod bylo zaměřeno na CT a MRI kompatibilitu a snímání evokovaných potenciálů. MWCNT elektrody byly v obou případech porovnávány vůči konvenčním Ag/AgCl elektrodám. [17]

Testování CT a MRI kompatibility probíhalo následujícím způsobem. Konvenční Ag/AgCl a MWCNT elektrody byly přichyceny na danou část hlavy dobrovolníka. Následně bylo přistoupeno ke skenování na CT (Toshiba, X vision), MRI s nízkou intenzitou magnetického pole (Hitachi, AIRIS Vento 0,3 T) a MRI s vysokou intenzitou magnetického pole (Toshiba, Advantage Titan, 1,5 T). Kvůli bezpečnosti nebylo umožněno skenování Ag/AgCl elektrod na 1,5 T MRI. Skenování na CT bylo provedeno za standardních podmínek. MRI sekvence T1, T2, DWI a FLAIR byly zvoleny na základě doporučení výrobce. Také byla provedena MR angiografie. [17]

Výsledné CT a MRI snímky z testování MRI a CT kompatibility jsou na obr. Obr. 23. [17]



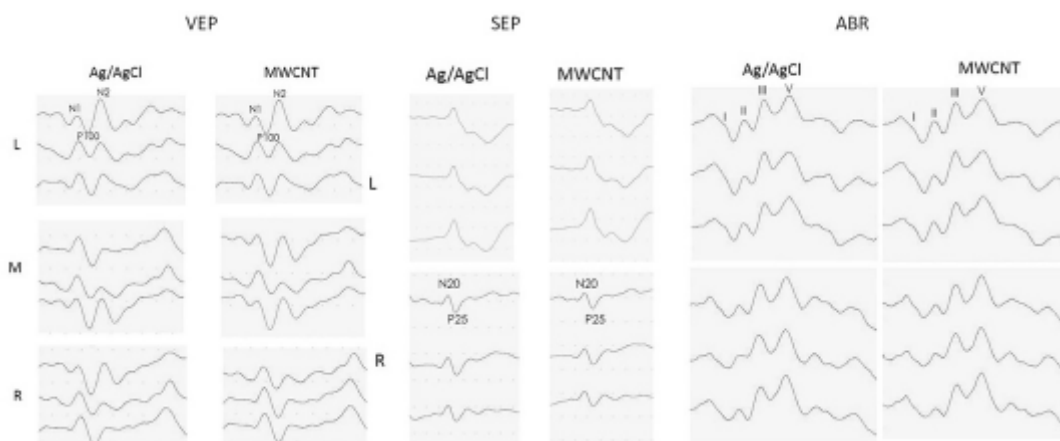
Obr. 23 Snímky z testování CT a MRI kompatibility a) rentgenový snímek Ag/AgCl a MWCNT elektrody; b) CT snímek Ag/AgCl elektrody; c) CT snímek MWCNT elektrody; d) T2-vážený obraz

Ag/AgCl elektrody z 0,3 T MRI; e) snímek MWCNT elektrody z 0,3 T MRI; f) snímek MWCNT elektrody z 1,5 T MRI [17]

Testování podstoupilo celkem 10 dobrovolníků. Z toho 2 podstoupily skenování na MRI a 8 podstoupilo skenování na CT. Na rentgenovém snímku (viz Obr. 23 A) byla viditelně zachycena konvenční Ag/AgCl elektroda, ale nebyl zachycen ani náznak MWCNT elektrody. CT snímky s Ag/AgCl a MWCNT elektrodou (viz Obr. 23 B, Obr. 23 C) poukázaly na CT kontrastnost Ag/AgCl elektrody a vytvoření artefaktů, které se projeví i na vnitřních strukturách lebky (mozku). Podle slov autorů bylo těžké identifikovat mozkovou tkáň pod zmíněnými artefakty. Naopak MWCNT elektroda se neobjevila na CT snímku a nezpůsobila vznik artefaktu. Podobných výsledků bylo dosaženo na MRI snímcích. Na snímku z 0,3 T MRI (viz Obr. 23 D) byly identifikovány artefakty způsobené Ag/AgCl elektrodou. Na snímcích MWCNT elektrod z 0,3 T a 1,5 T MRI (viz Obr. 23 E, Obr. 23 F) nebyly zjištěny žádné artefakty. Autoři po ukončení všech testů na MRI a CT zhodnotili, že MWCNT elektrody zůstaly stabilní a nedošlo k jejich degeneraci. [17]

V další části testování MWCNT elektrod byly snímány evokované potenciály. Ag/AgCl a MWCNT elektrody byly umístěny na stejnou oblast hlavy a připojeny k měřicímu zařízení (Neuropack MEB-2200, Nihon Kohden, Tokyo, Japan). Pro zajištění dobrého vodivého spojení mezi elektrodami a pokožkou dobrovolníka byla použita komerčně dostupná elektroodivná pasta (Elefix Z-401CE, Nihon Kohden, Tokyo, Japan). Následovalo měření somatosenzorických evokovaných potenciálů (SEP), vizuálních evokovaných potenciálů (VEP) a sluchových kmenových potenciálů (ABR). Také byla měřena impedance v místě dotyku elektrod s pokožkou hlavy. V rámci VEP a SEP byly impulsy (podněty) aplikovány 100x a při ABR byly podněty aplikovány 1000x. [17]

Na Obr. 24 jsou zobrazeny naměřené průběhy SEP, VEP a ABR klasickými stříbrnými elektrodami a MWCNT elektrodami. [17]



Obr. 24 Průběhy VEP, SEP a ABR naměřené Ag/AgCl elektrodami a MWCNT elektrodami. [17]

V naměřených průbězích SEP, VEP a ABR MWCNT a Ag/AgCl elektrodami nebyly zaznamenány žádné rozdíly. Také nebyly zaznamenány rozdíly v amplitudách naměřených SEP, VEP a ABR. Na druhou stranu byla impedance MWCNT elektrod podstatně větší než v případě Ag/AgCl elektrod. Impedance MWCNT elektrod však dosahovala hodnoty maximálně 5 kΩ. V některých případech dosahovala impedance MWCNT elektrod i nižších hodnot. [17]

Na základě provedených testů dospěli autoři k závěru, že MWCNT elektrody umožňují snímání mozkových vln a evokovaných potenciálů se stejnou přesností jako konvenční Ag/AgCl elektrody. MWCNT elektrody nezpůsobují artefakty na RTG, CT a MRI snímcích a při jejich

používání nedochází k poškození pokožky. Dle slov autorů by mohly být tyto elektrody využity nejen pro intraoperativní CT a MRI a v neurochirurgii, ale také v rámci endovaskulární léčby a balónkového okluzního testu. [17]

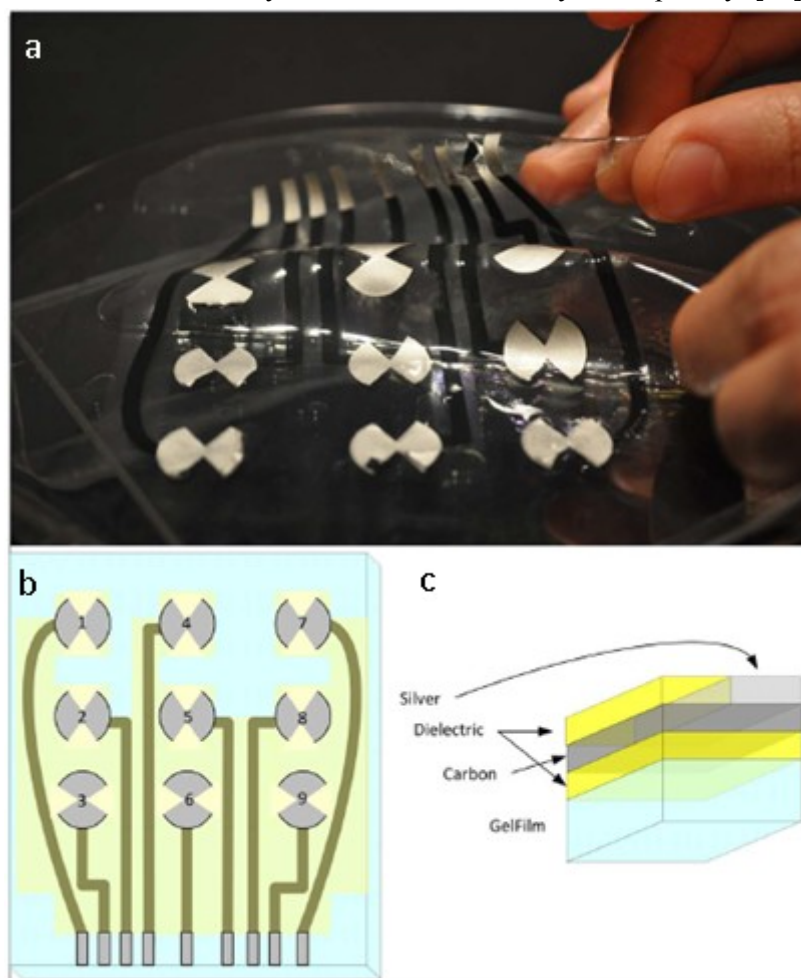
**Název:** PTFOS: Flexible and Absorbable Intracranial Electrodes for Magnetic Resonance Imaging

**Autoři:** Giorgio Bonmassar, Kyoko Fujimoto, Alexandra J. Golby

**Publikováno:** PLOS ONE, volume 7, issue 9, 2012

Autoři tohoto článku popisují nový typ MRI kompatibilní organický elektrodový set (PTFOS) z pružného a flexibilního materiálu pro intrakraniální použití. [18]

Elektrodový set byl vyroben položením 3 různých PTF vrstev (tenkých polymerových filmů) na organický substrát tvořený želatinovým filmem (Gelfim od firmy Pharmacia a Upjohn Co), viz Obr. 25 c. PTF vrstva obsahující stříbrný inkoust byla využita pro vytvoření elektrod, z PTF vrstvy obsahující karbonový inkoust byl vyrobeny vodivé dráhy a třetí zbylá vrstva (dielektrikum) plnila izolační funkci. Tvar elektrod byl záměrně upraven do podoby disku s vystříženými částmi (podle Obr. 25 c), aby se narušením kruhové symetrie elektrod zmenšily vířivé proudy. [18]



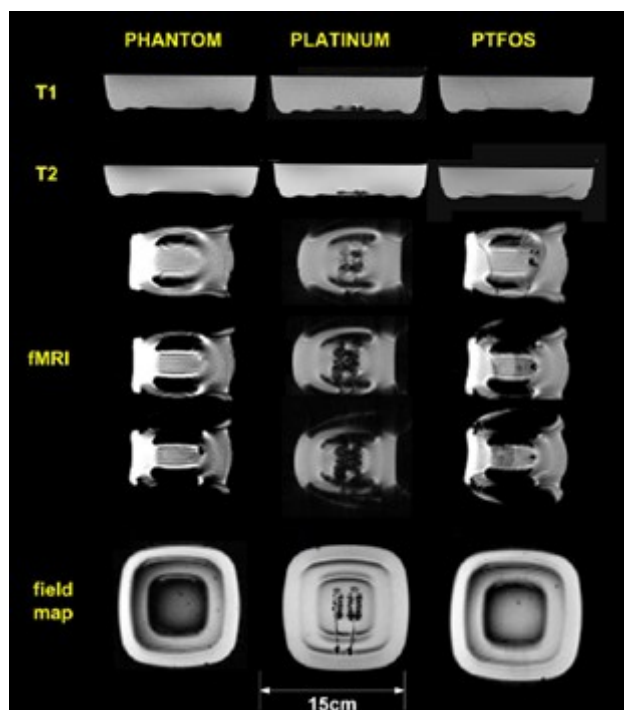
Obr. 25 Vyrobený PTFOS elektrodový set a); schéma rozložení elektrod a vodičů PTFOS setu b); schematický náčrt řezu jednotlivými vrstvami PTFOS setu c) [18]

PTFOS elektrodový set vychází z jejich dřívějšího vývoje EEG/fMRI elektrodového setu pro snímání z povrchu hlavy (viz článek EEG/(f)MRI measurements at 7 Tesla using new EEG cap (“InkCap”) [19]). PTFOS elektrodový set byl testován vůči komerčně dostupným subdurálním elektrodovým setům z platiny a nerezové oceli (AdTech Medical Instruments Corp., Racine WI), které byly uvažovány jako referenční. [18]

MRI snímky byly pořízeny 3T Siemens Trio s vysílací/přijímací cívkou, která je běžně používaná při snímkování pacientů. Jednoduchý tkáňový fantom obsahoval gadolinium rozpuštěné ve fyziologickém roztoku s agarózou. Tento tkáňový fantom měl dielektrické a T1 (v rámci T1-vážených obrazů) vlastnosti srovnatelné s lidským mozkem. Nejdříve se snímkoval samotný fantom, poté fantom se standardním elektrodovým setem a nakonec fantom s PTFOS elektrodovým setem. Za účelem otestování potenciálu vytvářet artefakty na MRI snímcích byly provedeny následující sekvence: MPRAGE sekvence se sagitální orientací (získány T1-vážené 1 mm silné řezy), TSE sekvence s axiální orientací (získány T2-vážené 5,0 mm silné řezy) a BOLD sekvence s axiální orientací (získány 5,0 mm silné řezy) pro simulování funkční MRI sekvence. [18]

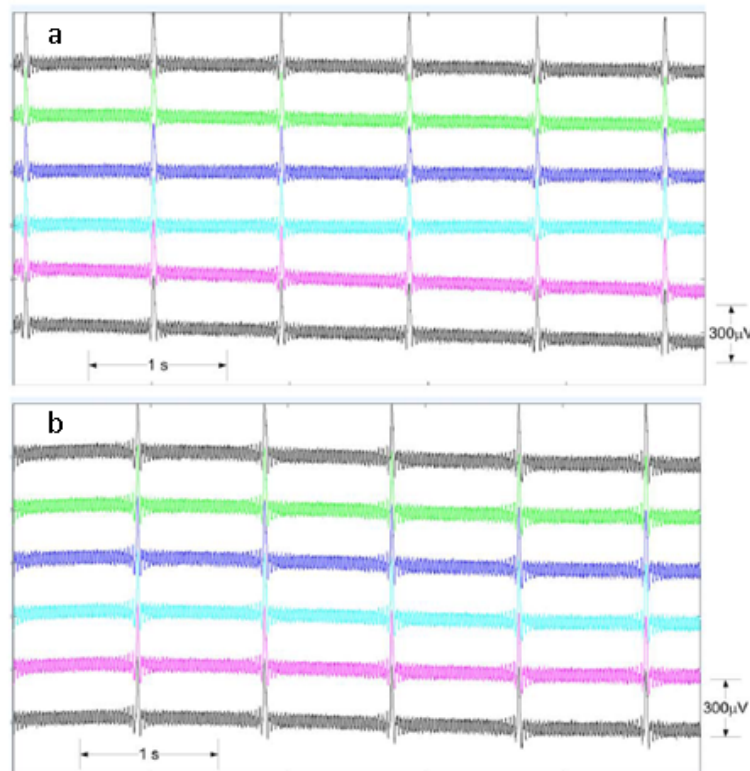
Další testování spočívalo v měření elektrického signálu procházejícím fantomem. Do fantomu byl ponořen set dvou zlatých elektrod, které byly spojeny se signálovým generátorem (AFG3021B, Tektronix Inc., Beaverton, OR). Signálový generátor generoval signál o amplitudě 300  $\mu$ V a frekvenci 1 Hz, který napodoboval odezvy mozkové kůry na elektrickou kortikální stimulaci. Signál byl snímán z povrchu fantomu PTFOS elektrodovým setem a také standardním 16-ti elektrodovým setem z nerezové oceli, vůči kterému byl následně porovnáván. Tento test měl ověřit schopnost PTFOS elektrodového setu snímat  $\mu$ V signály, které se vyskytují např. v elektrokortikografii. [18]

Na snímcích (viz Obr. 26) pořízených na MRI s využitím výše zmíněných sekvencí je podle autorů patrné, že standardní elektrodový set produkoval výrazné obrazové artefakty, které často přesahovaly geometrické rozměry elektrod a vodičů. Naproti tomu PTFOS elektrodový set sice nezpůsobil obrazové artefakty anebo ztrátu signálu, ale na snímcích z některých sekvencí jsou patrné rozdíly mezi samotným fantomem a fantomem s PTFOS elektrodovým setem. Tyto rozdíly jsou však mnohem menší než v případě standardního elektrodového setu. [18]



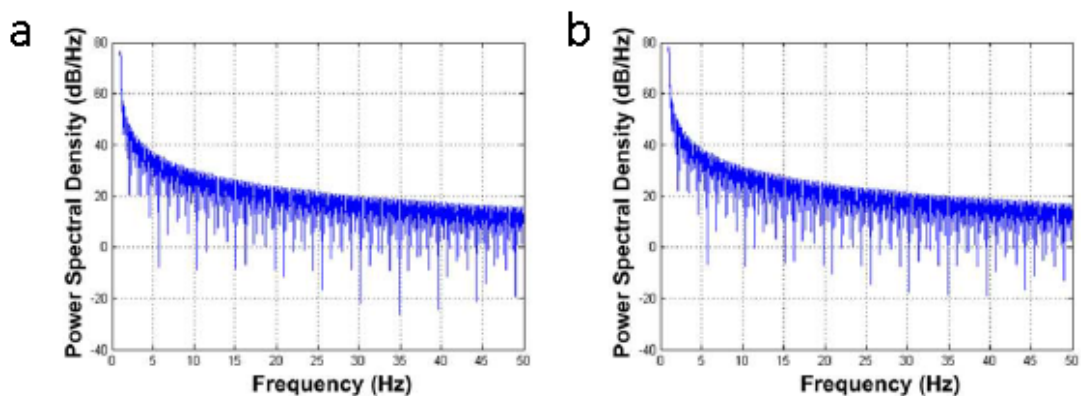
Obr. 26 MRI snímky samotného fantomu, fantomu se standardním (platinovým) elektrodovým setem a fantomu s PTFOS elektrodovým setem [18]

Průběhy signálů naměřených PTFOS a standardním elektrodovým setem jsou zobrazeny na Obr. 27. Tyto naměřené průběhy ukazují schopnost PTFOS elektrodového setu snímat signály v řádu  $\mu\text{V}$ . Pro účely objektivního porovnání naměřených průběhů generovaného elektrického signálu se využilo křížové korelace. Křížová korelace potvrdila vysokou shodu mezi oběma signály, jelikož její hodnota vyšla 0,999. [18]



Obr. 27 Průběhy signálů naměřených a) elektrodovým setem z nerezové oceli; b) PTFOS elektrodovým setem [18]

Dále se testovala odlišnost výkonových spektrálních hustot u PTFOS a standardního (nerezová ocel) elektrodového setu. Výsledky testování jsou zobrazeny na Obr. 28. Výsledky ukázaly velkou podobnost výkonových spektrálních hustot u obou testovaných elektrodových setů. Např. výkonová spektrální hustota standardního elektrodového setu na frekvenci 0 Hz (DC) dosahovala hodnoty  $4,36 \pm 0,04 \cdot 10^7$  dB/Hz a výkonová spektrální hustota PTFOS elektrodového setu na této frekvenci dosahovala hodnoty  $5,98 \pm 0,3 \cdot 10^7$  dB/Hz. Na frekvenci 1 Hz dosahovala hodnota výkonové spektrální hustoty velikosti  $2,29 \pm 1,2 \cdot 10^4$  dB/Hz pro standardní set a pro PTFOS elektrodový set dosahovala hodnoty o velikosti  $3,14 \pm 0,4 \cdot 10^4$  dB/Hz. Nepatrně větší hodnoty byly způsobeny rozdílnou geometrií (jako jsou rozměry, vzdálenost a pozice elektrod) obou elektrodových setů. [18]



Obr. 28 Grafy spektrálních výkonových hustot a) elektrodového setu z nerezové oceli; b) PTFOS elektrodového setu [18]

Výsledky testů prokázali MRI kompatibilnost PTFOS intrakraniálního elektrodového setu a jeho schopnost snímat elektrický signál podobný EEG signálu s přibližně stejnou kvalitou jako u standardního (výše zmíněného) elektrodového setu. PTFOS elektrodový set nezpůsobil vznik obrazových artefaktů na MRI snímcích. Obecně tyto snímky dosahovaly lepší kvality než u standardního elektrodového setu, který vytvářel výrazné obrazové artefakty. Lze s ním také provádět elektrickou stimulaci mozku (autoři vychází z provedených dalších testů v tomto článku). K výhodám PTFOS elektrodového setu patří flexibilita, pružnost, velmi malá tloušťka setu a stálost chemických vazeb různých PTF vrstev. Díky těmto vlastnostem by měl být podle slov autorů vhodný pro trvalou implantaci. Autoři dodávají, že pro ověření vlastností, chování a účinků PTFOS elektrodového setu in vivo je zapotřebí provést testování na zvířatech a později také na lidech. [18]

**Název:** The Utility of Conductive Plastic Electrodes in Prolonged ICU EEG Monitoring

**Autoři:** Rohit R. Das, Brendan P. Lucey, Sherry H.-Y. Chou, Patricio S. Espinosa, Amir A. Zamani, Barbara A. Dworetzky, Edward B. Bromfield, Jong Woo Lee

**Publikováno:** NEUROCRITICAL CARE, Volume 10, Issue 3, 2009

V tomto článku autoři zkoumají realizovatelnost a využitelnost CPEs pro kontinuální snímání EEG u pacientů na neurologické jednotce intenzivní péče a zároveň kvalitu MRI a CT snímků ovlivněných CPEs. [20]

CPEs (conductive plastic electrodes) jsou plastové elektrody pokryté tenkou vrstvou směsi stříbra a epoxidu. Testování CPEs elektrod na pacientech bylo rozděleno do dvou sekcí na snímání EEG signálu a jejich skenování MRI a CT zařízeními. CPEs byly porovnávány vůči zlatým elektrodám. [20]

U vybraných 54 pacientů byl snímán EEG signál pomocí 20 elektrod umístěných podle systému 10-20. Tyto elektrody byly poté připojeny k digitálnímu zařízení pro sběr dat (XLTEK, Ontario, Canada). Kvůli konstrukčním omezením použité EEG čepice nemohla být umístěna Pz elektroda. Záznam EEG s epileptickou aktivitou naměřený CPEs je zobrazen na Obr. 29. [20]



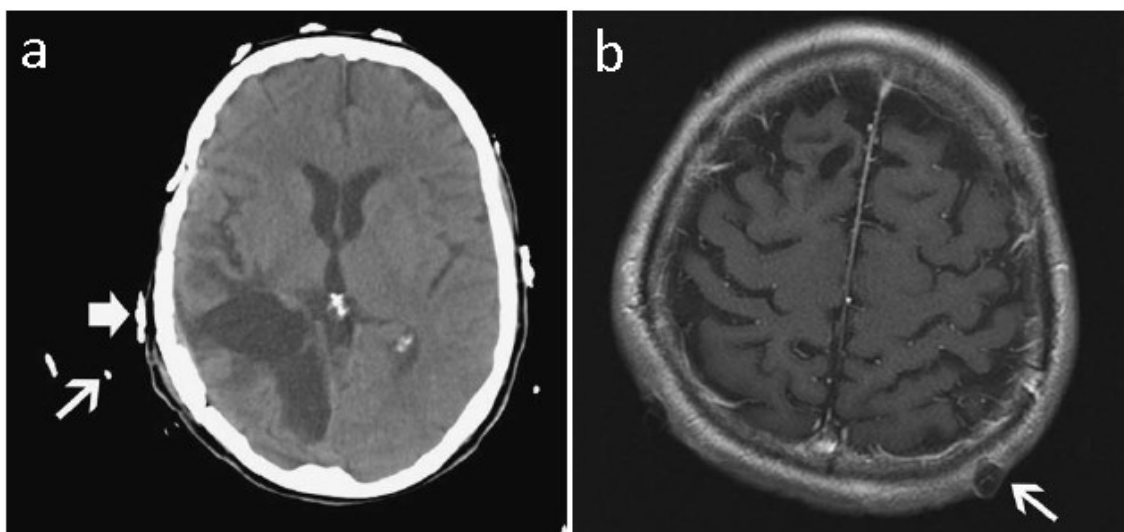


Obr. 29 EEG záznam s epileptickou aktivitou naměřený CPEs [20]

EEG signály naměřené CPEs se podle autorů na základě vizuálního porovnání nelišily od EEG signálů naměřených zlatými elektrodami. U 16 pacientů byly zaznamenány záchvaty. [20]

Snímkování hlavy s umístěnými elektrodami podstoupilo 25 pacientů. Celkem bylo provedeno 15 MRI skenů a 23 CT skenů. CT skeny byly provedeny na CT přístroji Somatom Sensation (Siemens Medical Solutions USA, Malvern, PA, USA) a MRI skeny na 1,5 T MRI přístroji Signa Advantage (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA). Zdravotnický personál byl schopen odpojit EEG čepici (vodiče elektrod) od EEG headboxu před začátkem snímkování. Po skončení snímkování byl zdravotnický personál schopen EEG headbox připojit zpět k EEG čepici (vodičům elektrod). Pro skenování na MRI přístroji byly použity sekvence T1 SE, T1 s kontrastní látkou (gadolinium), T2 FSE, FLAIR, FSE PD, DWI a GRE. [20]

Na Obr. 30 jsou zobrazeny obrazové snímky CT a MRI skenu mozku pacienta. [20]



Obr. 30 Obrazové snímky mozku a) CT sken mozku; b) T1-vážený MRI snímek [20]

Všechny provedené skeny poukázaly na vynikající kvalitu anatomických snímků. CPEs a jejich vodiče byly viditelné nejen na přehledovém topogramu, ale také na axiálním CT skenu. Na axiálním CT skenu (viz Obr. 30 a) je zaznačen artefakt způsobený CPE (tlustá krátká šipka) a vodičem (tenká dlouhá šipka). CPEs a jejich vodiče sice způsobily vznik obrazových artefaktů na axiálním CT skenu, ale tyto artefakty se neprojevovaly na vnitřní struktuře mozku. Na MRI skenech (viz Obr. 30 b) způsobovaly CPEs artefakty, které se projevovaly jako narušení subkutánní vrstvy tuku na povrchu hlavy v místě, kde byly umístěny CPEs. Takto způsobený artefakt napodoboval svým tvarem cystu nebo tumor. Zmíněný artefakt (viz šipka na Obr. 30 b) se také neprojevoval na vnitřních strukturách mozku. Vodiče CPEs způsobovaly u jednoho pacienta při provedení mozkové angiografie tak výrazné artefakty, že musely být při vyšetření odpojeny. U žádného z pacientů se neobjevily příznaky nebo symptomy, které by vedly ke zvýšeným obavám o jejich bezpečnost. CPEs byly odolné a nedocházelo k jejich degradaci způsobené opakovaným použitím a vystavení účinkům CT a MRI. [20]

Podle autorů CPEs poskytují skvělou kvalitu EEG snímání srovnatelnou se zlatými elektrodami. CPEs produkují CT a MRI artefakty, které se však neprojevují intrakraniálně. Na druhou stranu MRI artefakt napodobuje svým tvarem cystu nebo tumor. Autoři vidí potenciál CPEs v jejich použití na jednotkách intenzivní péče pro snímání EEG bez nutnosti odstranění elektrod v případě CT a MRI skenování. [20]

**Název:** Graphene Encapsulated Copper Microwires as Highly MRI Compatible Neural Electrodes

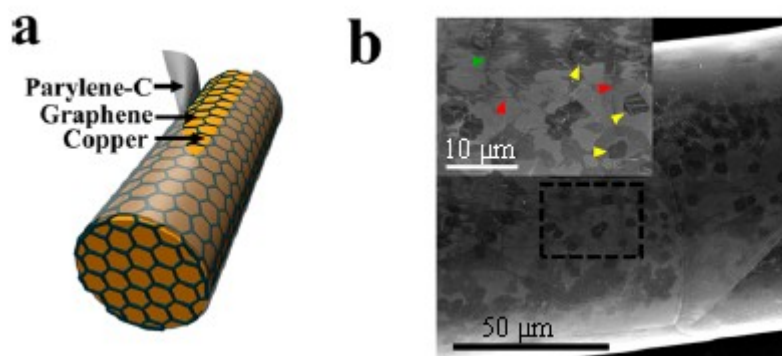
**Autoři:** Siyuan Zhao, Xiaojun Liu, Zheng Xu, Huaying Ren, Bing Deng, Miao Tang, Linlin Lu, Xuefeng Fu, Hailin Peng, Zhongfan Liu, Xiaojie Duan

**Publikováno:** Nano Letters, volume 16, issue 2, 2016

V této studii autoři ukazují možnost snížení toxicity MRI kompatibilní měděné elektrody vůči mozkovým tkáním, aby mohla být použita jako neurální MRI kompatibilní elektroda. [21]

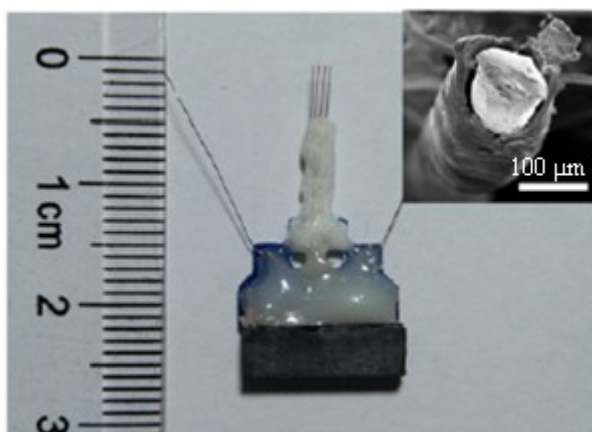
Snížení toxicity a vylepšení měděné elektrody je založeno na využití grafenu jako ochranné biokompatibilní vrstvy. Její hlavní funkcí je oddělovat měděnou elektrodu a mozkové tkáně. Výroba takové elektrody spočívá v nanesení grafenu na několik tenkých měděných drátků chemickým procesem nazývaným chemická depozice z plynné fáze při nízkém tlaku (nižší než atmosférický tlak).

Chemická depozice z plynné fáze umožňuje jednotné a souvislé pokrytí těchto měděných drátků grafenem a vytvoření nepropustné bariéry pro korodování mědi. Tímto postupem vznikne tzv. G-Cu drátek o průměru 100  $\mu\text{m}$ . G-Cu drátek s vrstvou Parylenu-C je zobrazen na Obr. 31. [21]



Obr. 31 Náčrt G-Cu drátku s vrstvou Parylenu-C a); foto G-Cu drátku z elektronového mikroskopu b) [21]

Jednotlivé G-Cu drátky byly sestaveny do výsledné implantabilní neurální mikroelektrody po jejich zaizolování vrstvou Parylenu-C (o tloušťce zhruba 10  $\mu\text{m}$ ) procesem vakuového nanášení. Nechaly se pouze odhalené hroty, které sloužily jako elektricky aktivní plocha. Na Obr. 32 je vyfocena výsledná podoba implantabilní neurální G-Cu mikroelektrody s izolační vrstvou Parylenu-C. [21]

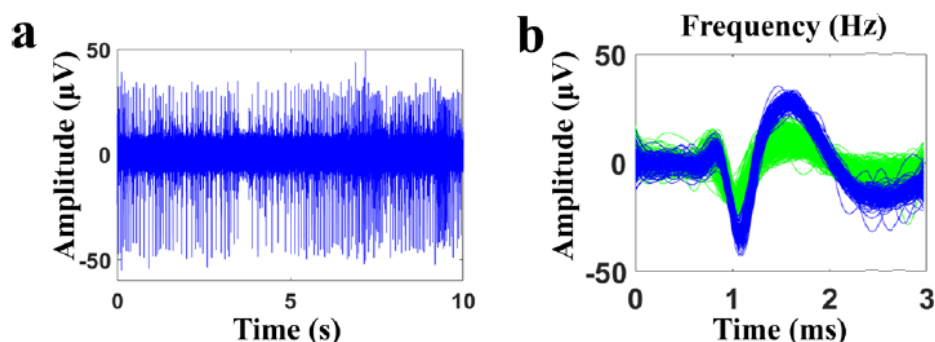


Obr. 32 G-Cu implantabilní neurální mikroelektroda s izolační vrstvou Parylenu-C [21]

Ověření biokompatibility G-Cu mikroelektrody in vivo proběhlo na mozkové tkáni krysy. Za využití histologických studií se hodnotila reakce mozkové tkáně na chronicky implantované G-Cu drátky. G-Cu drátky se porovnávaly vůči tenkým Pt drátkům a tenkým Cu drátkům. Zhodnocení výsledků ukázalo, že G-Cu drátky projevovaly zanedbatelnou toxicitu pro mozkovou tkáň a jejich biokompatibilita je srovnatelná s Pt drátky. Naopak byly objeveny vážné nekrózy v blízkém okolí holého implantovaného Cu drátku. Tyto nekrózy potvrzují cytotoxický efekt mědi. [21]

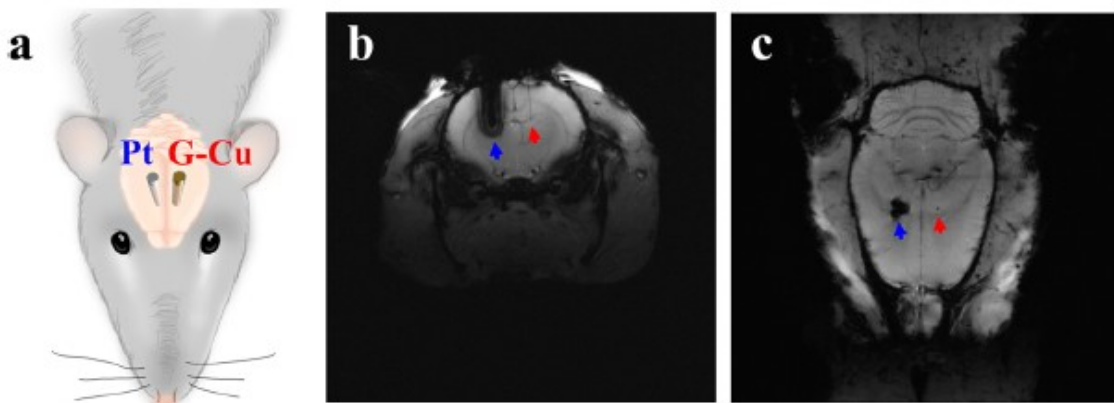
Schopnost G-Cu mikroelektrody neurálního snímání in vivo byla ověřena měřeními v oblasti CA1 hipokampu krysy v anestezii. Snímaný průběh elektrofyziologického signálu v rozsahu vysokých frekvencí (0,3-6 kHz) je zobrazen na Obr. 33 a). Autoři byli schopni izolovat a detekovat dva jednohrotové průběhy s amplitudou špička-špička 36  $\mu\text{m}$  a 69  $\mu\text{m}$ , viz Obr. 33 b). Provedená

jednohrotová snímání demonstrují, že G-Cu mikroelektrody vytvořily účinná rozhraní schopná snímat neurální aktivity ve vysoké kvalitě. [21]



Obr. 33 Průběh elektrofyziologického signálu naměřený in vivo G-Cu mikroelektrodou a) celý nasnímaný průběh; b) dva jednohrotové průběhy (odlišeny barvou) [21]

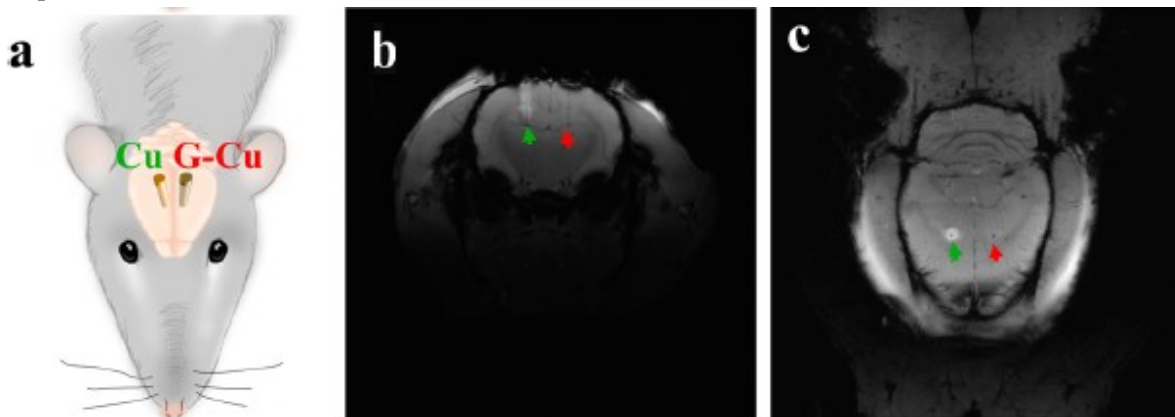
MRI obrazové artefakty způsobené G-Cu drátky byly zkoumány ve srovnání s Pt drátkem. Oba zmíněné drátky o stejném průměru (cca 100  $\mu\text{m}$ ) byly implantovány kontralaterálně do mozku krysy, který se naskenoval 7,0 T MR skenerem (Bruker BioSpin MRI, Germany). Schéma implantace je zobrazena na Obr. 34 a. Pt drátek způsobil mnohem výraznější MRI obrazové artefakty oproti G-Cu drátku. Velikost artefaktu způsobeného Pt drátkem byla zhruba 2,3 mm a u G-Cu drátku zhruba 150  $\mu\text{m}$ . Tyto výrazné rozdíly jsou patrné na MRI T2-vážených snímcích koronální sekce (Obr. 34 b) a horizontální sekce (Obr. 34 c) a poukazují na vyšší MRI kompatibilitu G-Cu drátku. [21]



Obr. 34 Schematický náčrt implantace Pt drátku a G-Cu drátku a); T2-vážený obraz koronální sekce b); T2-vážený obraz snímek horizontální sekce c) [21]

Podobné porovnání MRI obrazových artefaktů bylo provedeno také mezi G-Cu drátkem a holým měděným drátkem. Rozdíl v testování Cu a G-Cu drátků oproti testování Pt a G-Cu drátků byl v době skenování na MRI. Pořízení MRI snímků proběhlo až po uplynutí 24 h po implantaci holého měděného drátku a G-Cu drátku. Schéma implantace je zobrazena na Obr. 35 a. Na MRI T2-vážených snímcích koronální sekce (Obr. 35 b) a horizontální sekce (Obr. 35 c) lze vidět srovnatelnou velikost artefaktů způsobených G-Cu drátkem a Cu drátkem, pokud nebudeme uvažovat „bílou skvrnu“ obklopující Cu drátek. Srovnatelná velikost obou artefaktů svědčí o vlastnostech grafenové vrstvy v magnetickém poli. Grafenová vrstva výrazně nenarušuje MRI snímek, ani výrazně nemění magnetickou susceptibilitu v ní obalené měděné elektrody. „Bílá skvrna“ obklopující Cu drátek

indikuje kruhovou oblast edému přibližně o průměru 1,2 mm. Absence edému mozku okolo G-Cu drátku naznačuje, že vznik edému byl následkem cytotoxického efektu Cu drátku. Absence edému mozku okolo G-Cu drátku také přináší další důkaz o schopnosti grafenové vrstvy eliminovat toxicitu mědi pro mozkovou tkáň. [21]



Obr. 35 Schematický náčrt implantace Cu drátku a G-Cu drátku a); T2-vážený snímek koronální sekce b); T2-vážený snímek horizontální sekce c) [21]

Autorům se podle jejich slov podařilo vyrobit nový typ neurální mikroelektrody pokrytím mědi grafenem, která nezpůsobuje obrazové artefakty pod silným polem magnetické rezonance o elikosti 7,0 T a má vysokou biokompatibilitu. [21]

## 4.2 Výsledky rešerše

Výsledky rešerše poukázaly na poněkud nižší zájem odborníků (nízký počet kvalitních odborných článků s validními daty) ohledně snímání elektrických biopotenciálů při vyšetření zobrazovacími metodami (MRI a CT). Většina nalezených odborných článků, které se zabývají tímto nebo podobným tématem, jsou zaměřené na snímání EEG signálů (povrchově nebo invazivně), nebo na stimulaci biokompatibilními a MRI kompatibilními elektrodami. Žádný z nalezených odborných článků se nezabýval snímáním EKG při současném vyšetření na MRI a CT. Také v žádném z výše uvedeném a použitým článku se autoři nezabývali měřením elektrických biopotenciálů při současném skenování na MRI. Veškeré naměřené průběhy elektrických biopotenciálů byly nasnímány mimo MRI a CT. Na druhou stranu byly elektrody testovány z hlediska CT a MRI kompatibility a tvorby obrazových artefaktů na CT a MRI snímcích.

Materiály, použité pro výrobu nových (alternativních) MRI a CT kompatibilních elektrod, jsou velmi rozmanité. Od běžných kovů jako jsou měď a slitina platina-iridium, přes uhlík (karbonové nanotrubky), až po hydrogel, polymery a vodivý plast. Poslední tři zmíněné materiály využívají jako vodivou příměs určité množství kovu, uhlíku nebo kombinaci kovu a uhlíku. Ve všech případech dosáhly nové (alternativní) biopotenciálové elektrody srovnatelných, anebo i lepších výsledků oproti klasickým (referenčním) elektrodám, v rámci snímání biopotenciálů a tvorbu obrazových artefaktů na CT a MRI snímcích. Navíc v některých případech (např. měděná elektroda pokrytá vrstvou Parylenu-C, PTFOS elektrodový set) se autorům podařilo výrazně snížit toxicitu dané elektrody pro mozkové buňky, anebo vyrobit elektrodu již z netoxických materiálů pro mozkové buňky. Těmito postupy vytvořili biokompatibilní elektrody, které umožnily invazivní snímání.

Díky této rešerši jsem získal znalosti a přehled o alternativních biopotenciálových elektrodách kompatibilních na CT, MRI a popřípadě RTG. Zároveň se mohu vyvarovat případných chyb, na které poukázali sami autoři, anebo využít materiály alternativních elektrod a postupy jejich výroby i úpravy při vlastní realizaci diplomové práce.

## 5 Návrh, realizace a testování polymerových svodů

Diplomová práce se zabývá měřením a analýzou biosignálů (EKG) při zobrazovacích metodách s využitím nekovových polymerových elektrod a svodů. Práce navazuje na poznatky a výsledky z mojí bakalářské práce (s názvem Návrh a realizace biopotenciálových elektrod [13]), která se zabývala měřením EKG pomocí nekovových alternativních polymerových elektrod a svodů přichycených k tričku. Z výsledků bakalářské práce vyplývá, že nejlepší kombinací polymerové elektrody a svodu z hlediska nosného materiálu, typu polymeru a kvality přenosu signálu je elektroda tvořená bavlněnou tkaninou s naneseným polypyrrolem (PPy elektroda) a svod vyrobený z uhlíkového vlákna pokrytého polyanilinem (PANI vodič). Polypyrrol a polyanilin jsou polymery, které dosahují vodivosti srovnatelné s vodivostí polovodičů a ani jeden z nich neobsahuje částice kovu.

Jelikož měření EKG na hrudníku PPy elektrodami a PANI svody bylo zvoleno nejen při CT, ale také během MRI vyšetření, musela být upravena délka PANI svodů kvůli bezpečnostním předpisům. V mojí (výše zmíněné) bakalářské práci se použily PANI svody o délce 60 cm. Tato délka neumožňuje bezpečné připojení měřící aparatury (MRI nekompatibilní), protože by se nacházela v zakázané vzdálenosti od MRI. Z toho důvodu a po konzultaci s vedoucím diplomové práce bylo přistoupeno ke zvolení délky všech PANI svodů (PANI vodičů) na 10 m. PANI vodiče o délce 10 m nebyly testovány z hlediska kvality přenosu, a proto bylo přistoupeno k jejich samotnému testování a porovnání vůči klasickým kovovým vodičům.

Návrh PANI elektrody z bavlněné tkaniny nemusel být změněn oproti návrhu v bakalářské práci, neboť tento návrh vyhovuje měření EKG na hrudníku pod magnetickou rezonancí. Z toho důvodu nemuselo být přistoupeno k její opětovné výrobě a testování, protože se mohly použít již vyrobené a otestované elektrody z měření v bakalářské práci.

Na základě požadavku ověření kvality přenosu EKG signálu PANI vodiči z uhlíkového vlákna o délce 10 m byl po konzultaci s vedoucím diplomové práce vybrán měřící řetězec a postup měření s využitím EKG simulátoru FC12D firmy Ferronato (s evidenčním číslem 50000034958/0). PANI vodiči z uhlíkového vlákna a klasickými kovovými vodiči bylo přeneseno jednosvodové EKG ze simulátoru FC12D, který generoval stejné průběhy EKG s nastavenou tepovou frekvencí 1 Hz. Jako součást měřícího řetězce byly zvoleny modul bmeng EKG a externí A/D převodník VŠB-TUO BMENG DAU, který obsahoval port pro připojení k PC. K parametrům externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU se řadí rozlišení 12 bitů, vzorkovací frekvence 2 kHz (pro každý kanál), rozhraní USB (konektor typu USB-B) pro připojení k PC a 2 analogové vstupy (konektory typu D-SUB 15) se vstupním rozsahem 0–5 V. Tímto postupem měření byly zajištěny stejné testovací podmínky pro oba typy vodičů.

Pro účely objektivního porovnání a posouzení kvality EKG signálů přenesených PANI vodiči z uhlíkového vlákna vůči signálům přenesenými klasickými kovovými vodiči byly zvoleny výpočty minima, maxima, střední hodnoty, rozptylu (z rozdílu hodnot naměřených PANI vodiči z uhlíkového vlákna a klasickými vodiči) a korelačního koeficientu.

### 5.1 Návrh polymerových svodů

Běžně používané kovové vodiče pro přenos biosignálů způsobují v rámci CT vyšetření nežádoucí obrazové artefakty (tzv. kovové artefakty) na CT snímcích. Na RTG snímcích vytvářejí tyto vodiče artefakty, které znemožňují zobrazení struktur umístěných pod vodičem. Navíc použití těchto kovových vodičů na MRI je z hlediska bezpečnosti pacienta a MRI přístroje přísně zakázáno. Proto

jsou tyto běžně používané kovové vodiče nevhodné pro přenos biosignálů v rámci vyšetření na MRI, CT a RTG.

Kombinace PPy elektrody z bavlněné tkaniny a PANI svodu z uhlíkového vlákna byla po konzultaci s vedoucím diplomové práce zvolena nejen z důvodu výsledků měření v bakalářské práci, ale také pro jejich předpokládanou MRI, CT a RTG kompatibilitu (neobsahují kov). Samotný polyanilin a polypyrrol, ale také nosné materiály elektrody (bavlněná tkanina) a svodu (uhlíkové vlákno) jsou z hlediska absence kovu MRI, CT a RTG kompatibilní, a proto jsou vhodné pro měření EKG na hrudníku při MRI, CT a RTG vyšetření.

Polymerové svody by měly mimo jiné umožnit připojení měřící aparatury (MRI nekompatibilní) v bezpečné vzdálenosti od MRI. Z toho důvodu byla po konzultaci s vedoucím diplomové práce zvolena délka všech PANI svodů na 10 m.

## **5.2 Realizace polymerových svodů**

Realizace polymerových svodů byla provedena podle návrhu výroby polymerových svodů. Návrh výroby vycházel z výsledků bakalářské práce a navazoval na ně. Na základě konzultace s RNDr. Jaroslavem Stejskalem, CSc. z Ústavu makromolekulární chemie AV ČR v Praze byl zvolen postup polymerace uhlíkového vlákna, který vyhovoval požadavku pokrytí uhlíkového vlákna o délce 10 m polyanilinem. Všechna 10 m dlouhá uhlíková vlákna byla pokryta polyanilinem pod dohledem odborného týmu RNDr. Jaroslava Stejskala, CSc.

### **5.2.1 Postup polymerace uhlíkového vlákna standardním polyanilinem**

Navržený postup polymerace 10 m dlouhých uhlíkových vláken se principiálně nelišil od standardního postupu polymerace polyanilinem. Rozdíl byl pouze v naváženém množství APS a Anilinu HCl a způsobu ponoření 10 m dlouhých uhlíkových vláken do reakční směsi. Navážené množství záviselo na objemu připravované reakční směsi, která se odvíjela od délky uhlíkových vláken. Celkem byly polymerovány 3 uhlíkové vlákna o délce 10 m. Všechny 3 polymerace byly realizovány podle stejného postupu. Následující popis postupu polymerace je upraven podle postupu popsaneho v méj výše uvedené bakalářské práci [13].

Pokrytí 10 m dlouhého uhlíkového vlákna standardním polyanilinem bylo provedeno dle následujícího postupu: [13]

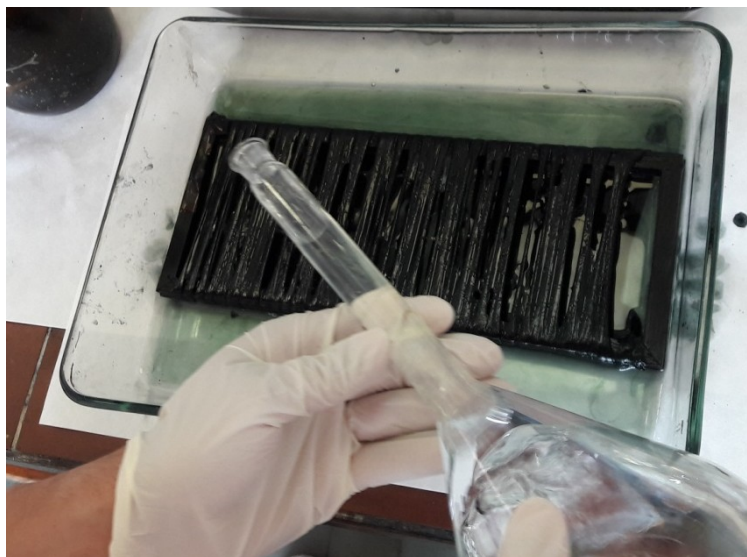
1. Na přípravu 1 l standardního polyanilinu se navázilo 25,9 g 0,2M Anilinu hydrochloridu (Anilin HCl) a 57,1 g 0,25M peroxodisíranu amonného (APS).
2. Samotný navážený Anilin HCl se nasypal do baňky o objemu 500 ml, doplnil se destilovanou vodou po rysku pomocí stříkačky a protřepáním baňky se nechal Anilin HCl rozpustit v destilované vodě. Tento celý postup se opakoval i s APS.
3. Pro zajištění rovnoměrného nasáknutí roztoku do uhlíkového vlákna a zamezení jeho pohybu v roztoku bylo nutné nejdříve uhlíkové vlákno namotat na dřevěný rám (viz Obr. 36).





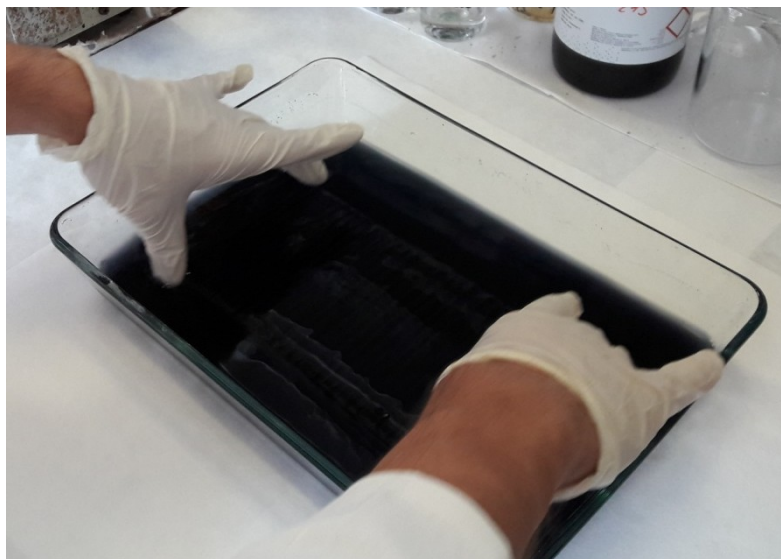
Obr. 36 Uhlíkové vlákno namotané na dřevěném rámu

4. Dřevěný rám s namotaným uhlíkovým vláknem se umístil do dostatečné velké skleněné desinfekční misky a přilil se obsah baňky s roztokem Anilinu HCl.
5. Nejprve se muselo uhlíkové vlákno upevněné na rámu několikrát ponořit do roztoku Anilinu HCl (kvůli dostatečnému nasáknutí Anilinu HCl).
6. Následovně se celý rám opět ponořil tak, aby celé uhlíkové vlákno bylo ponořené v roztoku Anilinu HCl.
7. Tímto způsobem se uhlíkové vlákno nechalo ponořené v roztoku Anilinu HCl po dobu 30 minut.
8. Po uplynutí doby 30 minut se do skleněné desinfekční misky přilil obsah baňky s roztokem APS, viz Obr. 37.



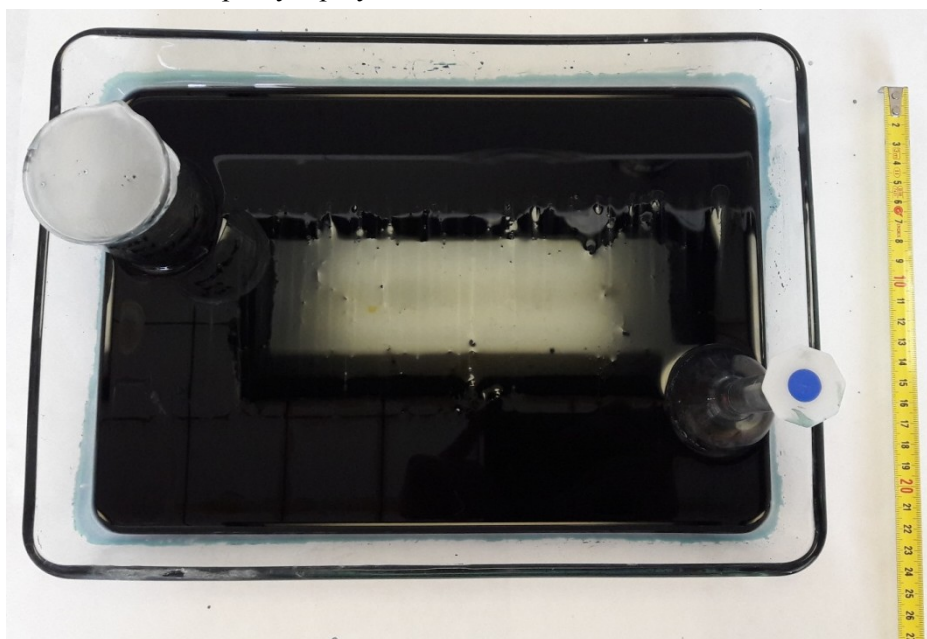
Obr. 37 Přilítí APS do skleněné desinfekční misky a začátek vzniku charakteristického zabarvení reakční směsi

9. Poté se uhlíkové vlákno upevněné na rámu promývalo reakční směsí do té doby, než se reakční směs charakteristicky zabarvila (viz Obr. 38).



Obr. 38 Promývání uhlíkového vlákna upevněného na rámu v charakteristicky zabarvené reakční směsi

10. Jakmile nastalo charakteristické zabarvení reakční směsi, ponořil a zatížil se rám tak, že celé uhlíkové vlákno bylo ponořeno v reakční směsi a neplavalo v ní (viz Obr. 39). Ale nebylo např. přilepeno ke stěně skleněné desinfekční misky, protože by se daná část vlákna nepokryla polyanilinem.

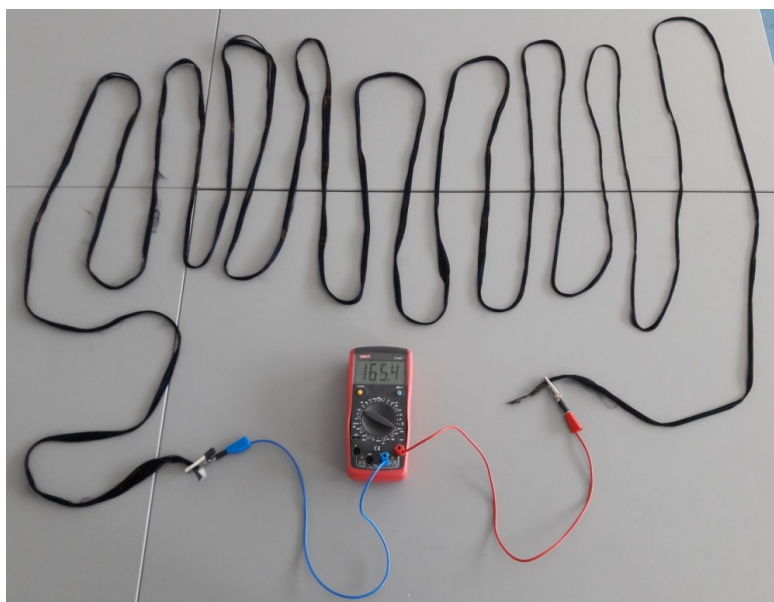


Obr. 39 Zatížení ponořeného rámečku s namotaným uhlíkovým vláknem v reakční směsi

11. Tímto způsobem se uhlíkové vlákno nechalo ponořené v reakční směsi po dobu 1 hodiny.
12. Po uplynutí 1 hodiny bylo nutné napolymerované uhlíkové vlákno vytáhnout z reakční směsi a promýt ho 0,2M HCl. Tím se vymyly nezreagované složky a vedlejší produkty.
13. Nakonec se napolymerované uhlíkové vlákno nechalo do dalšího dne uschnout.

### 5.2.2 Měření odporu PANI uhlíkového vlákna

Před samotným testováním PANI svodů byl naměřen odpor každého ze tří polymerových vodičů v závislosti na jeho délce. Počáteční délka PANI vodiče, na které se měřil odpor, byla zvolena na 1 m. Po změření odporu PANI vodiče na této délce byla zvětšena délka měřeného úseku PANI vodiče o 1 m. Opět bylo provedeno měření odporu PANI vodiče tentokrát na nové délce PANI vodiče (na délce 2 m). Tímto způsobem byla zvětšována délka měřeného úseku PANI vodiče, dokud se nedosáhlo délky 10 m (celková délka PANI vodiče). Dohromady bylo provedeno 10 měření u každého PANI vodiče. K naměření odporu byl použit přenosný multimetr UT39C firmy UNI-T (s evidenčním číslem 6100003689) s vodiči zakončenými krokosvorkami. Zapojení multimetru a měřeného PANI vodiče je zobrazeno na Obr. 40.



Obr. 40 Zapojení multimetru a měřeného PANI vodiče

Naměřené hodnoty odporů v závislosti na délce PANI vodiče jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

Tab. 1 Odporů všech tří PANI vodičů v závislosti na jejich délce

	PANI 1	PANI 2	PANI 3
Zvolená délka [m]	Naměřený odpor [ $\Omega$ ]	Naměřený odpor [ $\Omega$ ]	Naměřený odpor [ $\Omega$ ]
1	23	19,8	21
2	34,5	33,7	38,5
3	48,8	50	54
4	66	65,7	69,2
5	85,2	81	83,8
6	97,8	97,3	99
7	112,6	112,6	117,3
8	130	129,4	129,8
9	145,4	148,5	145,2
10	161	162	165,4

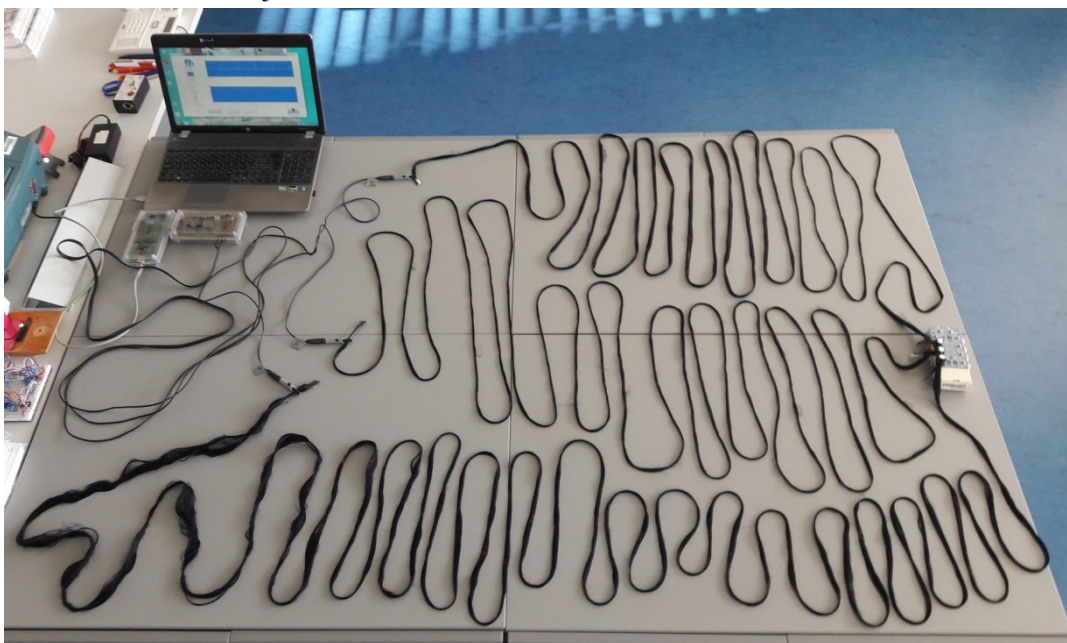


Výsledky měření, uvedené v tabulce Tab. 1, poukazují na velmi nízký odpor a dobrou vodivost všech tří PANI vodičů o délce 10 m. Ačkoliv se odpor, s rostoucí délkou PANI vodičů, lineárně zvětšuje, tak na celkové délce PANI vodičů (10 m) dosahuje pouze hodnoty 161  $\Omega$ , 162  $\Omega$  a 165,4  $\Omega$  pro dané PANI vodiče.

### 5.3 Testování polymerových svodů

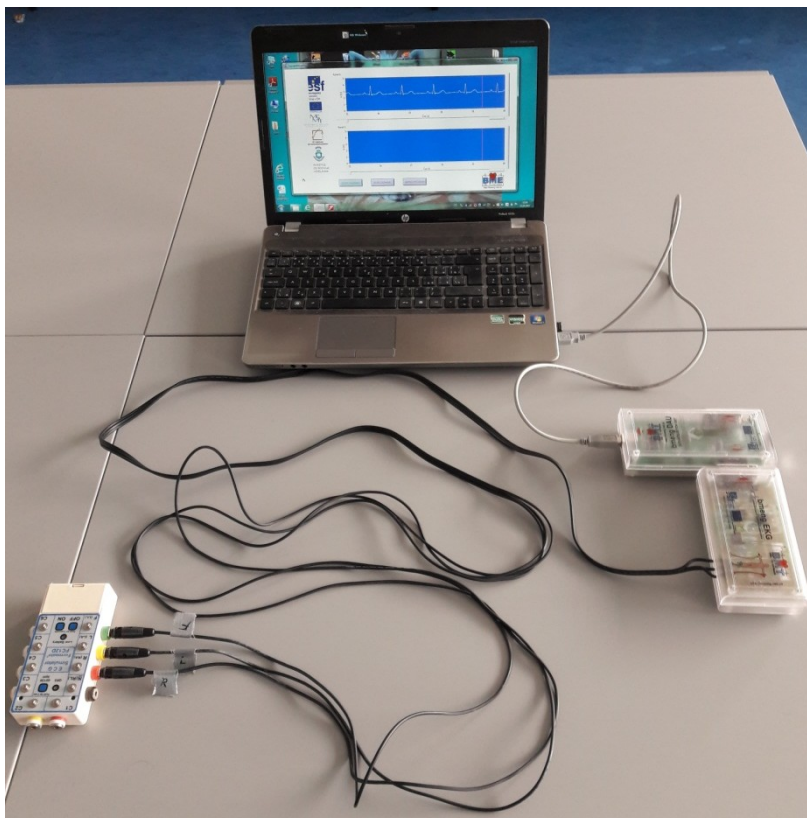
Pro ověření kvality přenosu EKG signálu PANI vodiči (PANI svody) o délce 10 m bylo přistoupeno k přenosu jednosvodového EKG ze simulátoru PANI vodiči a klasickými kovovými vodiči. Průběhy EKG signálu přenesené PANI vodiči byly porovnány vůči průběhům EKG signálu přeneseným klasickými kovovými vodiči, které byly zvoleny jako referenční. Pro obě měření byla na simulátoru nastavena tepová frekvence 1 Hz.

Zapojení měřicího řetězce pro přenesení jednosvodového EKG ze simulátoru PANI vodiči bylo provedeno podle návrhu následovně. Jeden konec každého PANI vodiče byl připojen na daný výstup EKG simulátoru FC12D firmy Ferronato pomocí kontaktního cvočku. Druhý konec každého PANI vodiče byl připojen krokosvorkou k příslušnému vstupu modulu bmeng EKG. Modul bmeng EKG byl pomocí externího A/D převodníku VŠB-TUO BMENG DAU propojen s počítačem. Měřicí řetězec pro přenesení jednosvodového EKG PANI vodiči je zobrazen na Obr. 41. PANI vodiče byly rozmístěny tak, aby se zamezil vznik nechtěného kontaktu (spojení) mezi dvěma a více PANI vodiči nebo kontaktu dvou míst stejného PANI vodiče.



Obr. 41 Zapojený měřicí řetězec pro přenesení jednosvodového EKG PANI vodiči o délce 10 m

Měřicí řetězec, pro přenesení jednosvodového EKG klasickými vodiči (referenční jednosvodové EKG), byl zapojen principiálně stejným způsobem jako v případě PANI vodičů. Modul bmeng EKG byl připojen svými třemi vodiči k EKG simulátoru FC12D firmy Ferronato. Propojení modulu bmeng EKG s počítačem bylo zajištěno externím A/D převodníkem VŠB-TUO BMENG DAU. Měřicí řetězec pro přenesení referenčního jednosvodového EKG klasickými vodiči je zobrazen na Obr. 42.

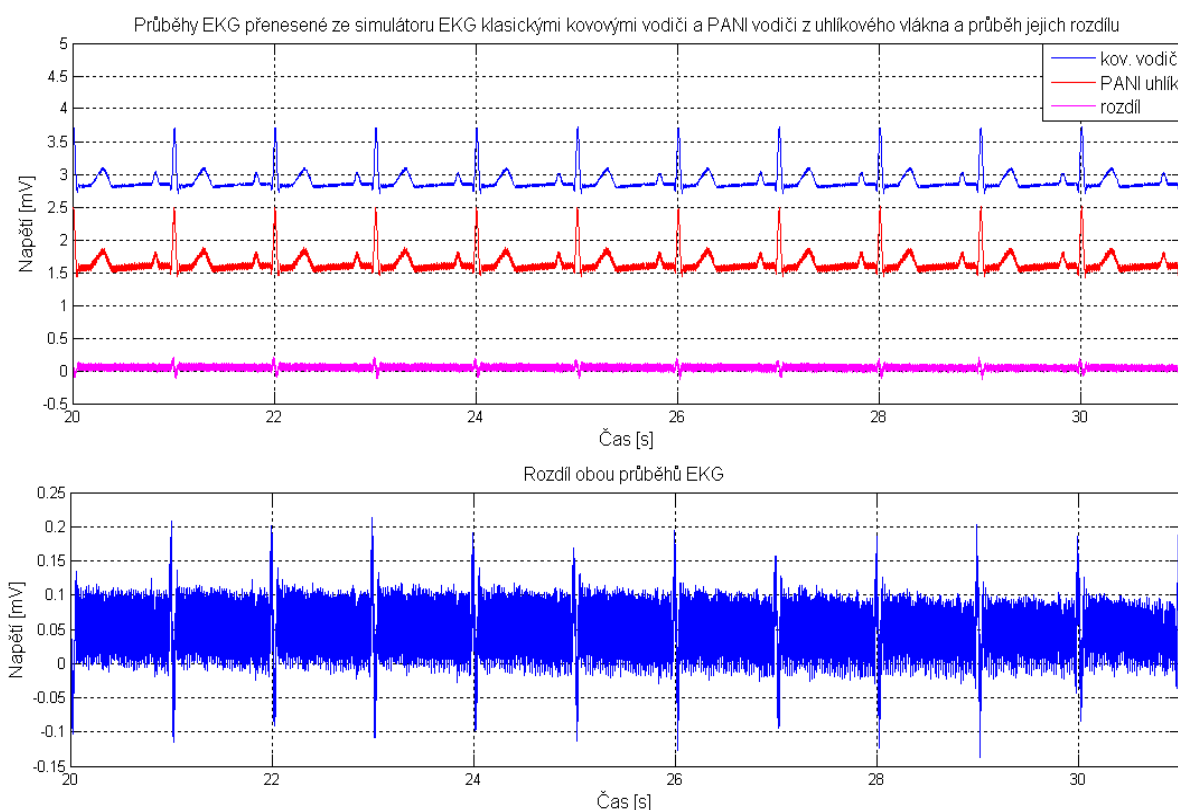


Obr. 42 Zapojený měřicí řetězec pro přenesení jednosvodového EKG klasickými kovovými vodiči

## 5.4 Výsledky testování polymerových svodů

Všechny přenesené průběhy jednosvodového EKG se zaznamenaly softwarem ECGPPGonline. Následně se tyto zaznamenané průběhy jednosvodového EKG převedly pro další zpracování do softwaru MATLAB, kde byly provedeny všechny výpočty a také tvorba příslušných grafů. Nejdříve byly všechny naměřené průběhy EKG přepočítány na milivolty, aby se mohlo pracovat s reálnými hodnotami naměřených průběhů EKG (provedení výpočtů, vykreslení grafů atd.). Pro účely porovnání přenesených průběhů EKG PANI vodiči vůči přeneseným průběhům EKG klasickými vodiči byl zvolen takový časový interval, aby byl stejný pro obě měření a obsahoval 10 celých EKG křivek. Z takto vyseparovaných průběhů byla vypočtena hodnota korelačního koeficientu a jejich rozdílu. Rozdíl byl vypočten odečtením hodnot vyseparovaného průběhu EKG přeneseného PANI vodiči od hodnot vyseparovaného průběhu EKG přeneseného klasickými vodiči. Z vypočteného rozdílu se určilo maximum, minimum, střední hodnota a rozptyl.

Vyseparované průběhy jednosvodového EKG přeneseného ze simulátoru EKG PANI vodiči a klasickými kovovými vodiči včetně průběhu jejich rozdílu jsou zobrazeny na Obr. 43. Zde je pro přehlednost průběh jednosvodového EKG přeneseného klasickými kovovými vodiči odsazen o +1,2 mV, aby se nepřekrýval s průběhem jednosvodového EKG přeneseného PANI vodiči.



Obr. 43 Průběhy jednosvodového EKG přeneseného ze simulátoru EKG PANI vodiči a klasickými vodiči a průběhu jejich rozdílu

Výsledky statistických výpočtů z vyseparovaných průběhů jednosvodového EKG přeneseného PANI vodiči a klasickými kovovými vodiči jsou uvedeny v tabulce Tab. 2.

Tab. 2 Výsledky statistických výpočtů provedených z vyseparovaných přenesených průběhů EKG

Vypočtený parametr	Hodnota parametru
Maximum z rozdílu	0,2139 mV
Minimum z rozdílu	-0,1373 mV
Střední hodnota z rozdílu	0,0490 mV
Rozptyl z rozdílu	0,0014 mV
Korelační koeficient	0,9670

Z přenesených průběhů jednosvodového EKG PANI vodiči a klasickými vodiči a ze statistických výpočtů je zřejmé, že PANI vodiče o délce 10 m se kvalitou přenášení EKG signálu blíží klasickým vodičům, které se běžně používají pro přenos EKG z elektrod do záznamového zařízení. To potvrzuje i hodnota vypočteného korelačního koeficientu, která je rovna 96,7 %.

Na Obr. 43 je patrné mírné zašumění obou průběhů EKG (kromě R kmitu), které bylo způsobeno záznamovým zařízením a projevilo se tedy během obou měření. Zašumění průběhu EKG přeneseného PANI vodiči je větší než v případě průběhu EKG přeneseného klasickými vodiči.

## **6 Návrh, realizace a testování polymerových elektrod a svodů na CT**

Po ověření kvality přenosu EKG PANI vodiči o délce 10 m mohlo být přistoupeno k testování PPy elektrod a PANI svodů (PANI vodičů) z hlediska tvorby obrazových artefaktů na CT snímcích.

Klasické elektrody a vodiče, které jsou vyrobeny z kovu, jsou CT kontrastní a způsobují na CT snímcích typické obrazové artefakty (tzv. kovové artefakty). Vzniklé obrazové artefakty různou mírou buď sťažují, nebo až znemožňují zobrazení daného místa tkáně pod elektrodou nebo vodičem. Tím snižují diagnostickou hodnotu výsledného CT snímku nebo dokonce znemožňují stanovení diagnózy.

PPy elektrody a PANI vodiče, testované v rámci diplomové práce, neobsahují ani částice kovu. Jsou tedy zcela nekovové. Podkladovým materiálem PPy elektrody je bavlněná tkanina pokrytá polypyrrolem. PANI vodiče jsou zase tvořeny uhlíkovým vláknem pokrytým polyanilinem. U obou základních (podkladových) materiálů není známa CT kontrastnost jako v případě kovových materiálů. Z tohoto důvodu lze předpokládat, že PPy elektrody a PANI vodiče nebudou ovlivňovat pořízený CT snímek v takové míře jako elektrody a vodiče tvořené kovovým materiálem.

Testování polymerových elektrod a svodů na dobrovolníkovi je omezeno dávkou, kterou by dobrovolník absorboval z CT, proto muselo být přistoupeno ke zvolení testovacích modelů. Na základě konzultace s vedoucím diplomové práce a Ing. Ivetou Bryjovou byly zvoleny agar, PET lahev naplněná vodou a fantom jako testovací modely. Zapůjčený fantom je využíván na daném pracovišti, kde měření probíhalo, ke kalibraci CT. Testování probíhalo na CT přístroji s označením Brilliance 64 CT Scanner od firmy Philips

### **6.1 Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů**

Polymerové elektrody a svody nejsou vyrobeny ze stejných podkladových materiálů ani polymerů. Kdyby byly testovány elektrody a svody zároveň, nebylo by možné jednoznačně rozeznat, které artefakty (pokud by nastaly) patří svodům (vodičům) nebo elektrodám. Kvůli těmto důvodům byl navržen postup měření tak, aby se nejdříve testovaly samotné PPy elektrody a poté PPy elektrody s PANI vodiči (PANI svody) vcelku.

V případě testování samotných PPy elektrod byly navrženy celkem tři měření. Měření na agaru, PET lahvi s vodou a fantomu, při kterých se vůči sobě porovnávaly PPy elektroda našitá na suchý zip, samotná PPy elektroda (bez přišitého suchého zipu) a nalepovací Ag/AgCl elektroda. Nalepovací Ag/AgCl elektroda zastávala funkci referenční elektrody. Suchý zip přišitý na PPy elektrodu slouží k snadnému uchycení na tričko nebo hrudní pás v případě měření EKG. Důvodem porovnání PPy elektrody s přišitým a nepřišitým suchým zipem bylo ověření, zda suchý zip bude vytvářet obrazové artefakty na CT snímcích.

Pro druhou část měření (testování PPy elektrod s PANI vodiči jako celku) byly navrženy 2 měření. Měření na agaru a fantomu, při kterých se vůči sobě porovnávaly PPy elektroda s připojeným neizolovaným PANI vodičem (svodem), PPy elektroda s připojeným izolovaným PANI vodičem (svodem) a nalepovací Ag/AgCl elektrody s připojeným klasickým kovovým vodičem. PPy elektrody s připojeným PANI vodičem (izolovaným i neizolovaným) byly našité na suchý zip, jelikož připojení PPy elektrody a PANI vodiče vyžaduje našití suchého zipu. Důvodem porovnání izolovaného PANI vodiče (svodu) a neizolovaného PANI vodiče bylo ověření, zda materiál izolace

(pryžové škrtkovací obinadlo ESMARCH) bude vytvářet obrazové artefakty na CT snímcích. PET lahev pro účely tohoto měření neměla dostatečné rozměry, a proto nebyla v návrhu měření uvažována.

Postup výroby PPy elektrod, našití suchého zipu na PPy elektrody, připojení PANI vodiče na PPy elektrodu a provedené izolace PANI vodiče (svodu) vychází a byl použit z mé bakalářské práce, viz [13].

Na základě předpokladu, že samotné PPy elektrody a také PPy elektrody s PANI vodiči nebudou na CT snímcích viditelné, bylo proto navrženo rozmístění PPy elektrod do dvou vrcholů čtverce nebo obdélníku na povrchu testovacího modelu a Ag/AgCl elektrod do zbylých dvou vrcholů. Rozměry čtverce nebo obdélníku byly zvoleny na základě rozměrů testovacího modelu. Od Ag/AgCl elektrod, které jsou na CT snímcích viditelné, bude možné odměřit (ze známé vzdálenosti) polohu PPy elektrod, které na CT snímcích pravděpodobně viditelné nebudou.

Hodnoty parametrů nastavovaných na CT přístroji pro jednotlivá skenování byly zvoleny po konzultaci s primářem radiologického oddělení, kde měření probíhalo.

## 6.2 Příprava a výroba testovacích modelů agarů a PET lahve

Příprava a výroba agarů a PET lahve byla přizpůsobena jednotlivým návrhům testování polymerových elektrod a svodů.

Podle návrhu testování by se na agaru měly uskutečnit celkem 2 měření. Testování samotných PPy elektrod a testování PPy elektrod s PANI vodiči jako celek. Agar jako takový, je v podstatě soudržná rosolovitá hmota, jehož tvar závisí na tvaru nádoby, ve které se nechá ztuhnout. Mezi jeho nevýhodami a potenciálními problémy, které by se mohly projevit v rámci výše uvedeného měření, patří náchylnost k snadnému poškození agarů (protržení povrchu, odtržení části agarů atd.) a zachycování nečistot na jeho povrchu s jejich obtížným odstraněním. Jako referenční elektrody byly zvoleny nalepovací Ag/AgCl elektrody, které by mohly způsobit odtržení části agarů nebo jeho poškození při jejich sejmutí z povrchu agarů. Manipulace s polymerovými elektrodami i vodiči a jejich uchycení na povrch agarů také zvyšuje riziko zanesení nečistot na povrch agarů. Z těchto důvodů a pro zajištění stejných testovacích podmínek byly vyrobeny dva 5% agary.

První agar, určený k testování samotných PPy elektrod, byl vyroben smícháním 110 g želatiny v prášku s 2,1 l vody a ztuhnutím v uzavíratelné plastové nádobě o rozměrech 17,5 × 7,5 × 27,1 cm (šířka × výška × hloubka). Výsledný ztuhnutý agar dosahoval rozměrů 17,5 × 4,5 × 27,1 cm (šířka × výška × hloubka).

Druhý agar, určený k testování testování PPy elektrod s PANI vodiči jako celku, byl vyroben smícháním 68 g želatiny v prášku s 1,3 l vody a ztuhnutím v uzavíratelné plastové nádobě o rozměrech 16 × 6,8 × 23 cm (šířka × výška × hloubka). Výsledný ztuhnutý agar dosahoval rozměrů 16 × 3,5 × 23 cm (šířka × výška × hloubka).

Obecný postup přípravy agarů, využitý při výrobě obou výše zmíněných agarů, je následující. V nádobě se zahřeje voda, dokud nezačne bublat. V době, kdy voda začne bublat, se do této nádoby nasype přesné navážené množství želatiny v prášku (v závislosti na objemu vody). Prášek se musí smícháním zcela rozpustit v zahřáté vodě. Jakmile je prášek zcela rozpuštěn, vylije se tekutina do zvolené nádoby. Nejdříve se nádoba s tekutinou nechá 20 minut odstát na pokojové teplotě a následně se umístí do ledničky, kde je nádoba uložena tak dlouho, dokud tekutina neztuhne do požadované tuhé hmoty (vznikne agar).

PET lahev o objemu 1,5 l byla vybrána na základě požadavku, aby její plastový obal měl po celé její délce stejný tvar (anebo se její tvar měnil jen mírně) a neměl na sobě vytvarované žádné



ornamenty. Stejný tvar po celé její délce byl vyžadován kvůli zajištění přibližně stejného objemu vody pod umístěnými elektrodami. Vytvarované ornamenty na plastovém obalu PET lahve by se mohly projevovat na CT snímcích a znehodnotit tyto CT snímky vyvoláním falešného artefaktu. Z toho důvodu se zvolila PET lahev bez vytvarovaných ornamentů. Ze zvolené PET lahve byla před testováním odstraněna etiketa a povrch PET lahve byl očištěn od lepidla, kterým byla etiketa přilepena k PET lahvi. Očištěná PET lahev byla naplněná vodou o objemu 1,5 l.

### 6.3 Realizace testování PPy elektrod

Testování PPy elektrod probíhalo postupně na fantomu, agaru a PET lahvi s vodou. Umístění jednotlivých elektrod na fantom bylo provedeno následujícím způsobem. Na fantom se umístily dvě nalepovací Ag/AgCl elektrody ve vzdálenosti 7,5 cm od sebe. Dvě PPy elektrody (se suchým zipem) byly přichyceny k fantomu pomocí lékařské lepicí pásky ve vzdálenosti 7,5 cm od Ag/AgCl elektrod tak, aby tyto dvě PPy elektrody měly mezi sebou odstup také o velikosti 7,5 cm. Elektrody tak tvořily vrcholy pomyslného čtverce. Nakonec se na fantom umístily dvě PPy elektrody (bez suchého zipu) ve vzdálenosti 7,5 cm od PPy elektrod se suchým zipem. Také tyto PPy elektrody bez suchého zipu měly mezi sebou vzdálenost 7,5 cm a byly přichyceny k fantomu lékařskou lepicí páskou. PPy elektrody bez suchého zipu s PPy elektrodami se suchým zipem také tvořily vrcholy dalšího pomyslného čtverce. Všechny uvedené vzdálenosti byly měřeny od středů daných elektrod. Na Obr. 44 je zobrazeno umístění a způsob uchycení jednotlivých elektrod na fantomu.



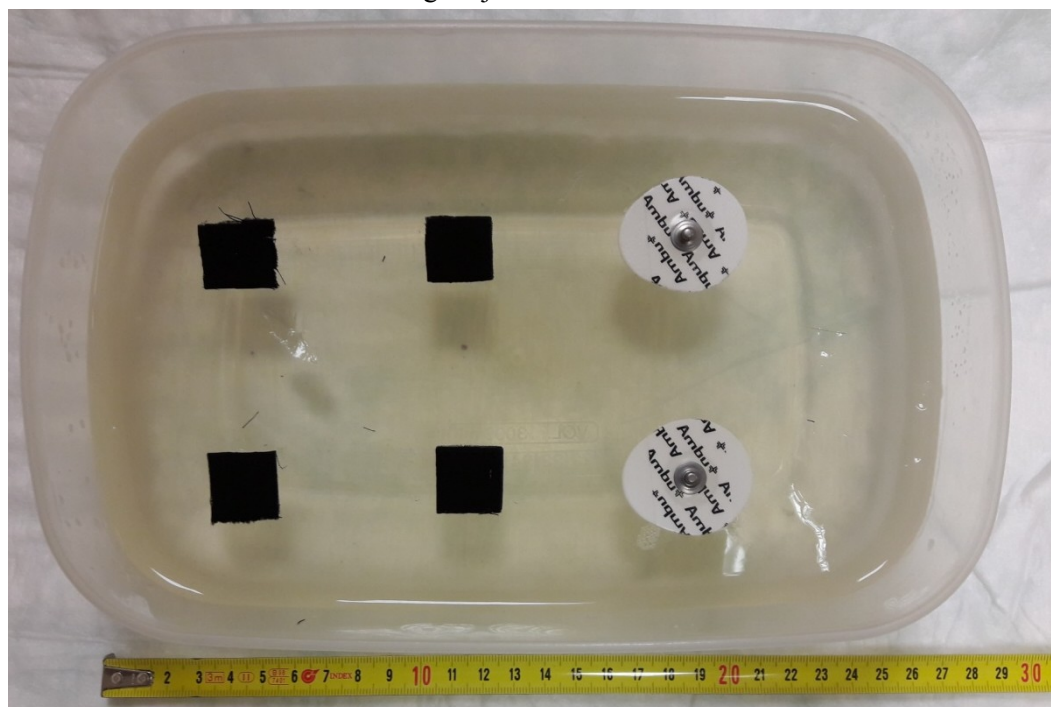
Obr. 44 Ag/AgCl elektrody, PPy elektrody se suchým zipem a PPy elektrody bez suchého zipu umístěné na fantomu (pořadí ze shora)

V tabulce Tab. 3 jsou uvedeny hodnoty parametrů, které byly nastaveny na CT přístroji v rámci této části testování elektrod.

Tab. 3 Nastavené parametry skenování na CT přístroji v rámci testování elektrod na fantomu

Označení skenu	Skenovací mód	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Typ fantomu (cm)
<b>Surview Test</b>	Surview	1	120	0,15	5,7	HEAD 16
<b>NATIV</b>	Helical	300	120	38,30	847,1	HEAD 16

K testování elektrod na agaru byl použit agar s rozměry  $17,5 \times 4,5 \times 27,1$  cm (šířka  $\times$  výška  $\times$  hloubka), který byl připraven v uzavíratelné plastové nádobě o rozměrech  $17,5 \times 7,5 \times 27,1$  cm (šířka  $\times$  výška  $\times$  hloubka). Rozmístění jednotlivých elektrod na agaru bylo následující. Nejdříve na agar byly umístěny dvě nalepovací Ag/AgCl elektrody ve vzdálenosti 7,5 cm od sebe. Dvě PPy elektrody (se suchým zipem) byly přichyceny na agar pomocí lékařské lepicí pásky ve vzdálenosti 7 cm od Ag/AgCl elektrod tak, aby tyto dvě PPy elektrody měly mezi sebou odstup o velikosti 7,5 cm. Elektrody tak tvořily vrcholy pomyslného obdélníku. Jako poslední byly umístěny na agar dvě PPy elektrody (bez suchého zipu) ve vzdálenosti 7 cm od PPy elektrod se suchým zipem. I zde měly PPy elektrody bez suchého zipu mezi sebou vzdálenost 7,5 cm a byly upevněny na agar lékařskou lepicí páskou. PPy elektrody bez suchého zipu s PPy elektrodami se suchým zipem také tvořily vrcholy dalšího pomyslného obdélníku. Všechny uvedené vzdálenosti byly měřeny od středů daných elektrod. Rozmístění elektrod na agaru je zobrazeno na Obr. 45.



Obr. 45 Rozmístění (zprava) Ag/AgCl lektrod, PPy elektrod se suchým zipem a PPy elektrod bez suchého zipu na agaru

Hodnoty parametrů nastavovaných na CT přístroji pro skenování agaru s umístěnými elektrodami jsou vypsány v tabulce Tab. 4.

Tab. 4 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování agaru s umístěnými elektrodami

Označení skenu	Skenovací mód	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Typ fantomu (cm)
<b>Surview Test</b>	Surview	1	120	0,15	5,8	HEAD 16
<b>NATIV</b>	Helical	299	120	38,16	1275,4	HEAD 16

Nakonec, v rámci této části testování, bylo provedeno skenování elektrod umístěných na PET lahvi o objemu 2,5 l naplněné vodou. Rozmístění a počet jednotlivých elektrod bylo přizpůsobeno rozměrům PET lahve. Jedna nalepovací Ag/AgCl elektroda byla umístěna 7 cm od podstavy PET lahve. Ve vzdálenosti 8,5 cm od Ag/AgCl elektrody, podél svislé osy PET lahve ve směru k jejímu hrdlu, byla přichycena jedna PPy elektroda (se suchým zipem) s využitím lékařské lepicí pásky. PPy elektroda (bez suchého zipu) byla umístěna, podél svislé osy PET lahve ve směru k jejímu hrdlu, ve vzdálenosti 8,5 cm od PPy elektrody (se suchým zipem). Na PET lahev byla přichycena také lékařskou lepicí páskou. Všechny tři elektrody tak ležely podél stejné osy. Uvedené vzdálenosti byly měřeny od středů daných elektrod. Rozmístění elektrod na PET lahvi je zobrazeno na Obr. 46.



Obr. 46 Rozmístění (zprava) Ag/AgCl lektrody, PPy elektrody se suchým zipem a PPy elektrody bez suchého zipu na PET lahvi

Hodnoty parametrů nastavovaných na CT přístroji pro skenování PET lahve s přichycenými elektrodami jsou vypsány v tabulce Tab. 5.

Tab. 5 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování PET lahve s umístěnými elektrodami

Označení skenu	Skenovací mód	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Typ fantomu (cm)
<b>Surview Test</b>	Surview	1	120	0,15	5,7	HEAD 16
<b>NATIV</b>	Helical	300	120	38,30	1527,9	HEAD 16

### 6.3.1 Výsledky testování samotných PPy elektrod

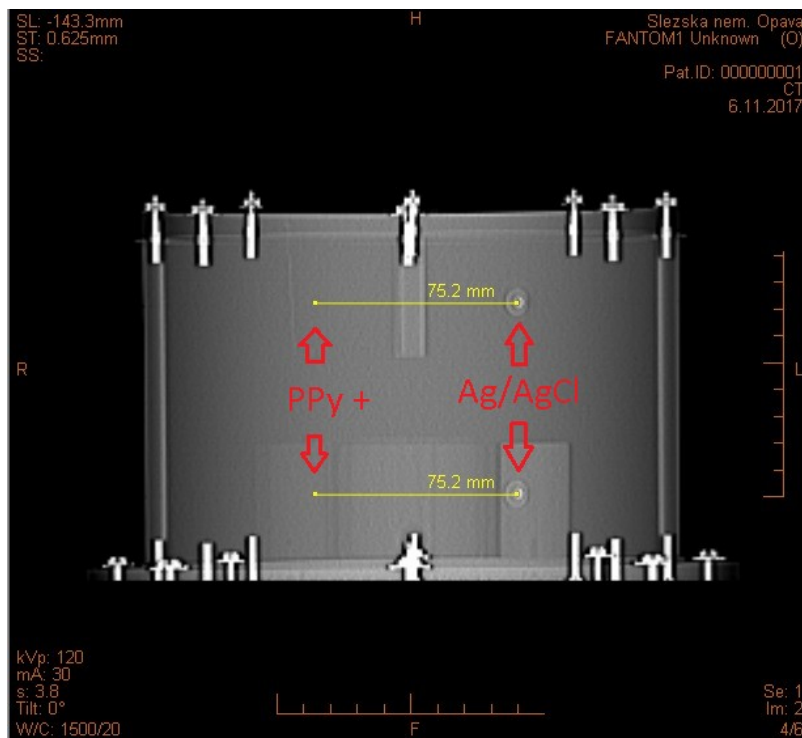
Na všech popsaných CT snímcích je označením „PPy +“ myšlena PPy elektroda s přišitým suchým zipem a označením „PPy –“ myšlena PPy elektroda bez našitého suchého zipu. Ag/AgCl je označení Ag/AgCl elektrody.

V programu AMIS\*PACS Media Lite verze 3.2 firmy ICZ a.s. byly všechny CT snímky (NATIV a Surview Test) zobrazeny, dále zpracovány (přiblížení snímku, nastavení hodnota W/C, změření vzdáleností objektů, přidání informací o snímku atd.) a následně exportovány.

Hodnoty W/C byly voleny s ohledem na druh testovacího modelu (na kterém se měřilo), na kvalitní zobrazení a následnou porovnatelnost CT snímků (NATIV a Surview Test). V případě přehledového topogramu fantomu (Surview Test) byla hodnota parametru W/C ponechána na hodnotě W/C: 1500/20, která byla předvolena pro Surview Test fantomu samotným programem AMIS\*PACS Media Lite. Pro CT snímky řezů fantomu (NATIV) byla použita hodnota W/C: 320/40, která byla opět předvolena pro NATIV samotným programem. Tato hodnota parametru W/C se blíží předvoleným hodnotám pro zobrazení vnitřních struktur např. ledviny, játra atd. Jelikož na této nastavené hodnotě W/C: 320/40 nebyly PPy elektrody vidět, bylo za účelem porovnání CT snímků zvoleno ještě další nastavení parametru W/C tak, aby byly PPy elektrody (anebo jejich části např. suchý zip) aspoň částečně viditelné. Tomu odpovídají hodnoty W/C pohybující se kolem hodnoty 1600/– 500. Z hlediska snadné nastavitelnosti a reprodukovatelnosti nastavení parametru W/C, byla zvolena hodnota parametru W/C: 1600/– 500, která je v programu AMIS\*PACS Media Lite přednastavena pro zobrazení plicního parenchymu. Stejně se nastavily parametry W/C CT snímků řezů (NATIV) agaru a PET lahve. Přehledové topogramy (Surview Test) agaru a PET lahve byly zobrazeny s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 z důvodu kvalitního zobrazení topogramu.

Přehledový topogram fantomu, s elektrodami bez vodičů, pojmenovaný jako Surview Test je zobrazen na Obr. 47. Na tomto snímku jsou jasně viditelné Ag/AgCl elektrody, které vytvářejí obrazový artefakt. Ve vzdálenosti 7,5 cm od Ag/AgCl elektrod se nacházejí PPy elektrody s našitým suchým zipem. Jejich poloha je zaznačena na snímku příslušnými červenými šipkami a také je odměřena vzdálenost mezi elektrodami na snímku, která potvrzuje místo PPy elektrod s našitým suchým zipem. V tomto místě nejsou patrné ani náznaky PPy elektrod s našitým suchým zipem. Bez znalosti jejich přesného umístění je nelze na tomto přehledovém topogramu objevit.

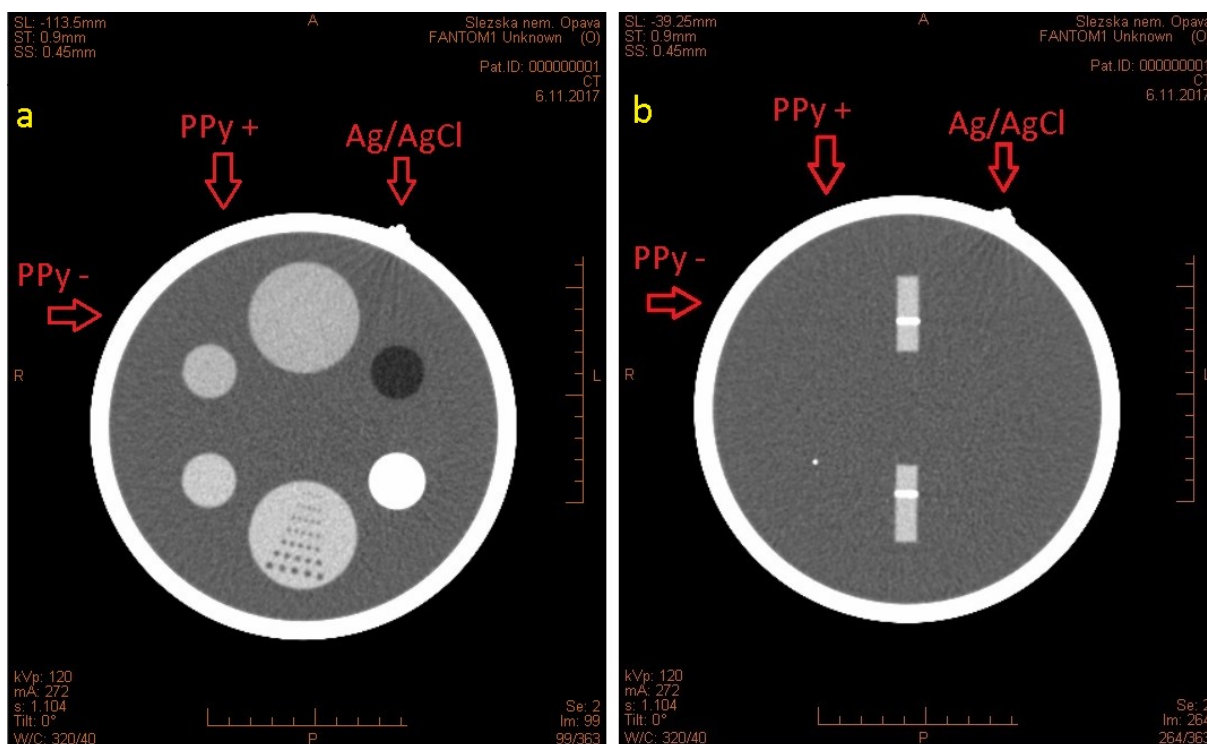
Bohužel zde není možné zakreslit polohu PPy elektrod bez našitého suchého zipu, jelikož byly umístěny až za zaoblením fantomu, které se nezobrazilo na přehledovém topogramu. Tato nepatrná chyba se již neprojevuje na CT snímcích pojmenovaných jako NATIV, kde je fantom zobrazen v řezu, protože je zde vidět i celý jeho obvod.



Obr. 47 Přehledový topogram (Surview Test) fantomu s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1500/20

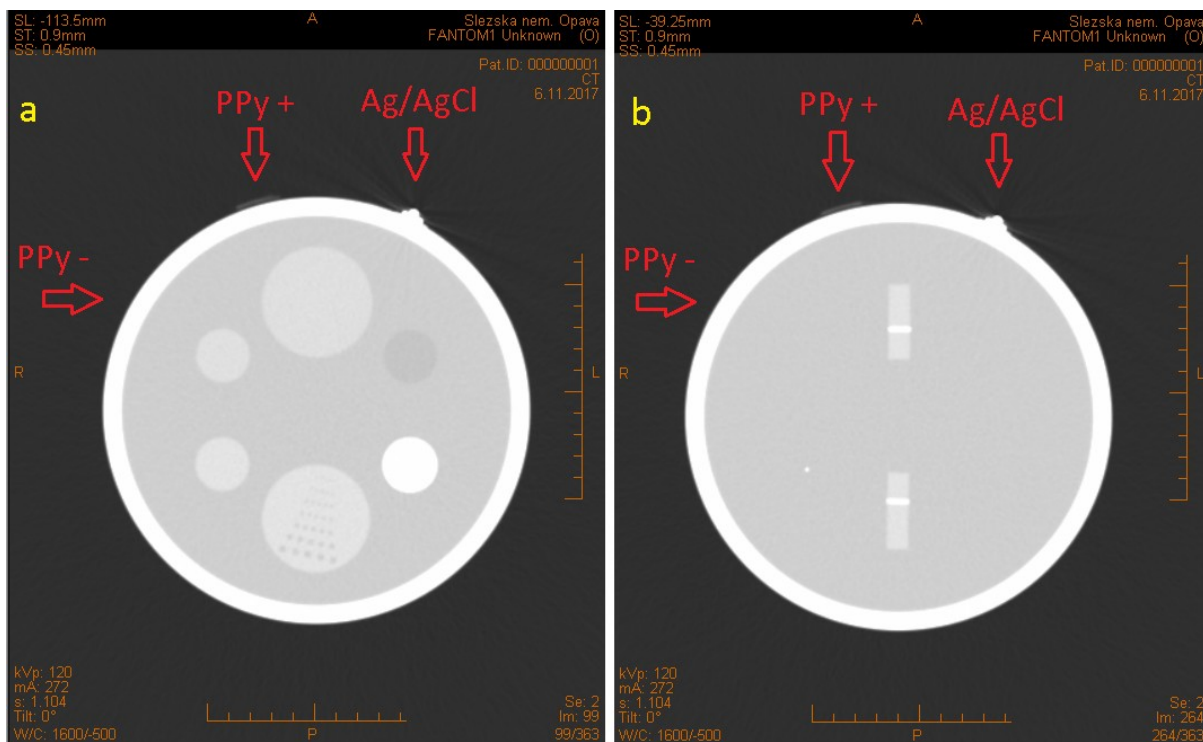
Výsledné CT snímky fantomu v řezu jsou označené jako NATIV. Na Obr. 48 jsou zobrazeny dva řezy fantomu s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 320/40. V obou případech jsou Ag/AgCl elektrody jasně viditelné a způsobují artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře fantomu. Na obou řezech nejsou PPy elektrody s našitým suchým zipem viditelné a ani nezpůsobují artefakty na vnitřní struktuře fantomu. Jejich poloha je označena příslušnými červenými šipkami. Stejně tomu tak je i v případě PPy elektrod bez našitého suchého zipu. V místech, kde se mají nacházet PPy elektrody bez našitého suchého zipu (příslušné červené šipky), není patrný ani náznak po jejich umístění a také nezpůsobují artefakty na vnitřní struktuře fantomu.





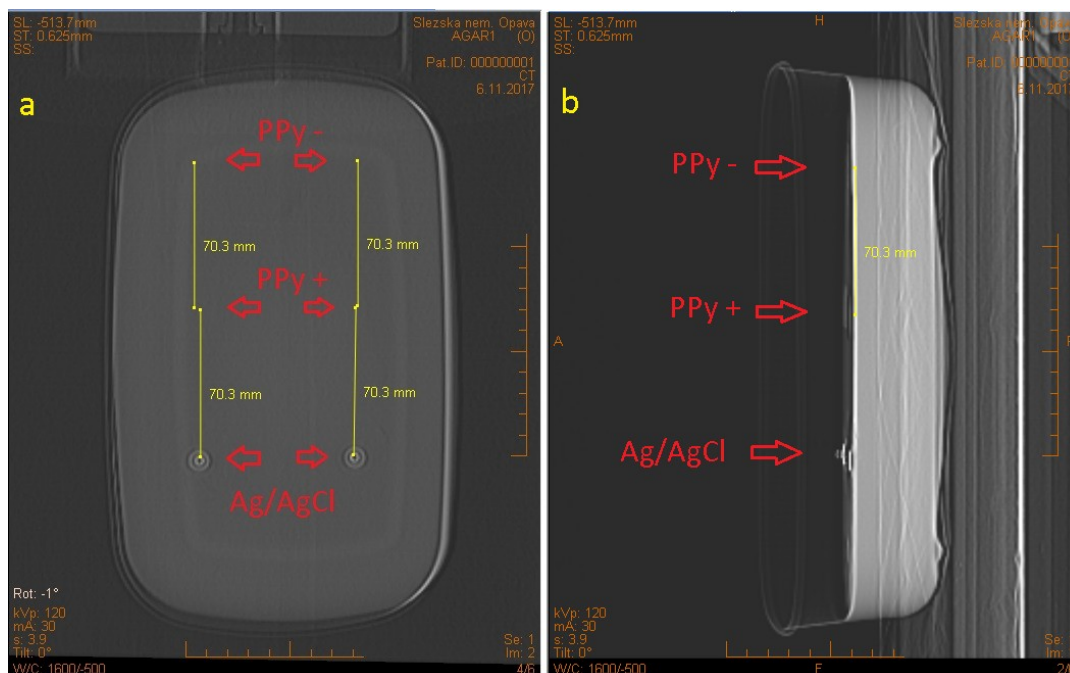
Obr. 48 CT snímek (NATIV) řezu fantomu se samotnými elektrodami s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu

Na Obr. 49 jsou zobrazeny stejné dva řezy fantomu jako na obrázku výše (viz Obr. 48) s tím rozdílem, že v tomto případě je parametr W/C nastaven na hodnotu W/C: 1600/- 500, která odpovídá přednastavené hodnotě W/C pro zobrazení plicního parenchymu. Na těchto řezech jsou opět jasně viditelné Ag/AgCl elektrody, které vytvářejí typické artefakty (artefakty způsobené kovem) projevující se jak na vnitřní struktuře fantomu, tak i vně fantomu. Na místech, kde se mají nacházet PPy elektrody s našitým suchým zipem (červená šipka s popiskem PPy +), jsou viditelné pouze jejich suché zipy, ale mnohem méně než Ag/AgCl elektrody. Důkazem, že se jedná pouze o suché zipy, je CT nektrastnost PPy elektrod bez suchého zipu, jejichž poloha je označena červenými šipkami s popiskem PPy -. PPy elektrody se suchým zipem a bez suchého zipu nezpůsobují artefakty na vnitřní struktuře fantomu ani v okolí fantomu.



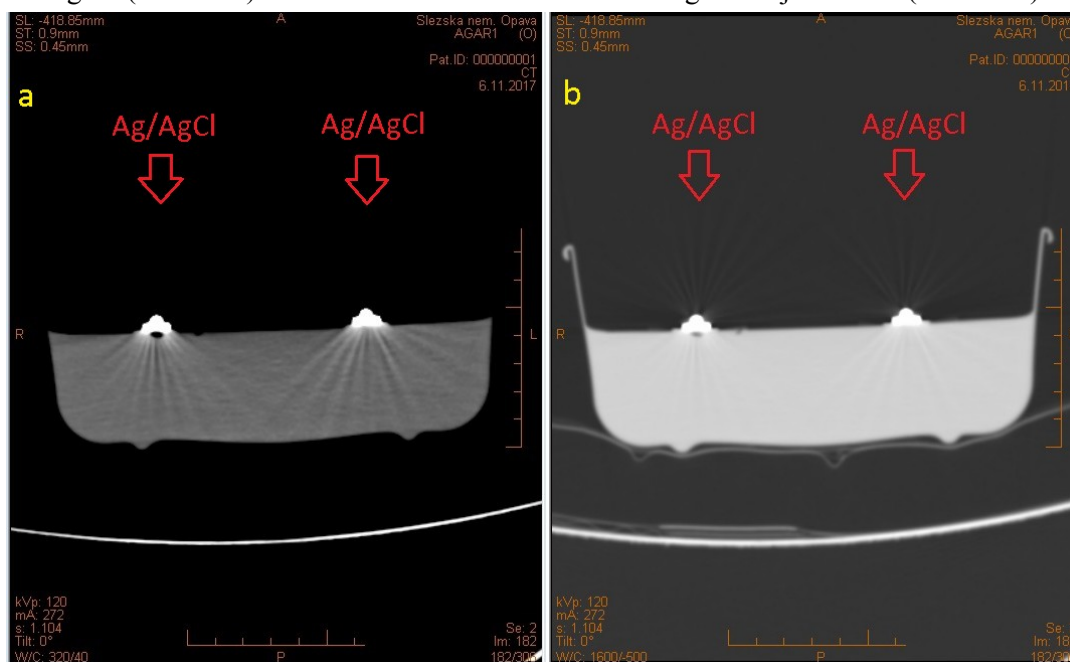
Obr. 49 CT snímek (NATIV) řezu fantomu se samotnými elektrodami s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu

Přehledový topogram (Survview Test) z horního a bočního pohledu na agar s umístěnými elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou parametru W/C: 1600/- 500 je zobrazen na Obr. 50. Z obou pohledů jsou jasně viditelné a patrné Ag/AgCl elektrody, které vytvářejí obrazový artefakt. Poloha PPy elektrod se suchým zipem je na snímcích určena známou vzdáleností od Ag/AgCl elektrod o velikosti 7 cm a je zaznačena červenými šipkami s popiskem PPy +. Na přehledovém topogramu z horního pohledu nejsou PPy elektrody se suchým zipem viditelné (viz Obr. 50 a), ale z bočního pohledu jsou patrné náznaky PPy elektrod se suchým zipem (viz Obr. 50 b), přesněji řečeno pouze suchého zipu. To je potvrzeno PPy elektrodami bez suchého zipu, které nejsou viditelné na topogramu z obou pohledů. Jejich poloha je na snímcích určena ze známé vzdálenosti o velikosti 7 cm od PPy elektrod se suchým zipem, neboli vzdálenosti o velikosti 14 cm od Ag/AgCl elektrod. Na snímcích je jejich poloha zaznačena červenými šipkami s popiskem PPy -. Šedá linie na snímku topogramu z bočního pohledu (viz Obr. 50 b), která se táhne podél umístění všech elektrod a pomyslně je protíná, je pouze hranice hladiny na druhé straně agaru a není způsobena žádnou elektrodou (ani PPy elektrodou bez suchého zipu).



Obr. 50 Přehledový topogram (Surviv Test) agaru s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 a) horní pohled; b) boční pohled

CT snímky agaru s Ag/AgCl elektrodami v řezu (NATIV) jsou zobrazeny na Obr. 51. U jednoho řezu (Obr. 51 a) je nastavena hodnota W/C: 320/40 a u druhého řezu (Obr. 51 b) je nastavena hodnota W/C: 1600/– 500. Na obou řezech jsou Ag/AgCl elektrody jasně patrné a viditelné. Ag/AgCl elektrody produkují obrazové artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře agarů (Obr. 51 a) a také zároveň na vnitřní struktuře agaru i v jeho okolí (Obr. 51 b).

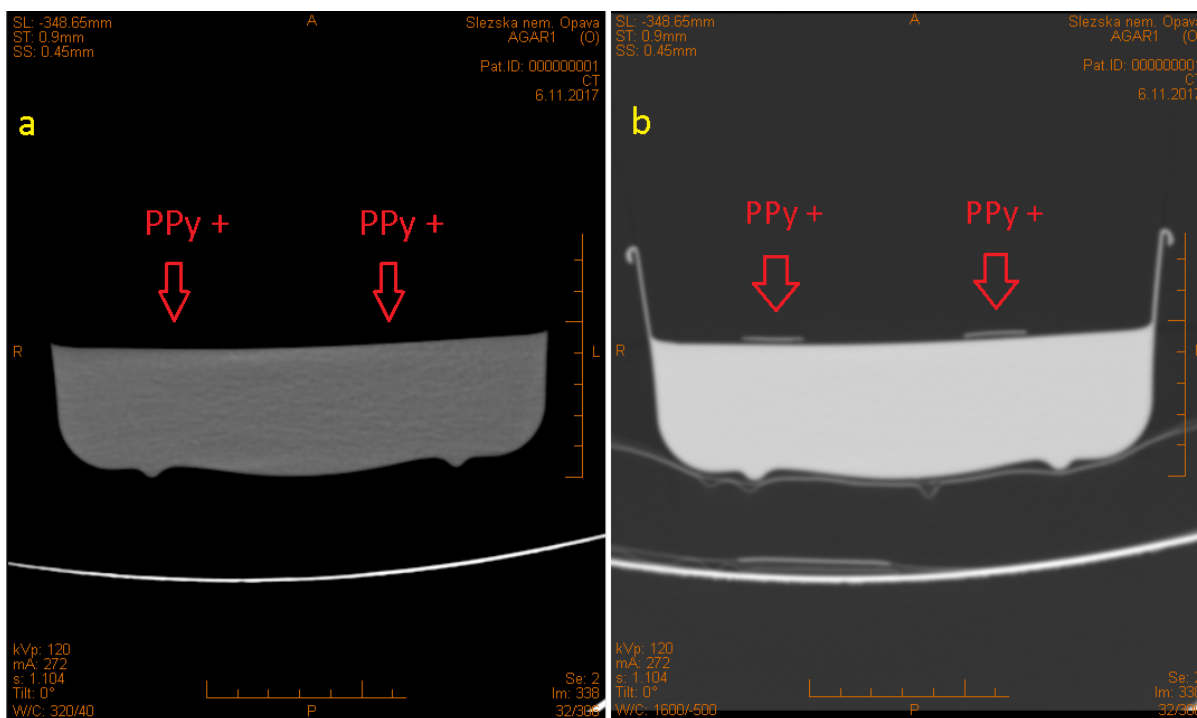


Obr. 51 CT snímek (NATIV) řezu agaru se samotnými Ag/AgCl elektrodami a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500



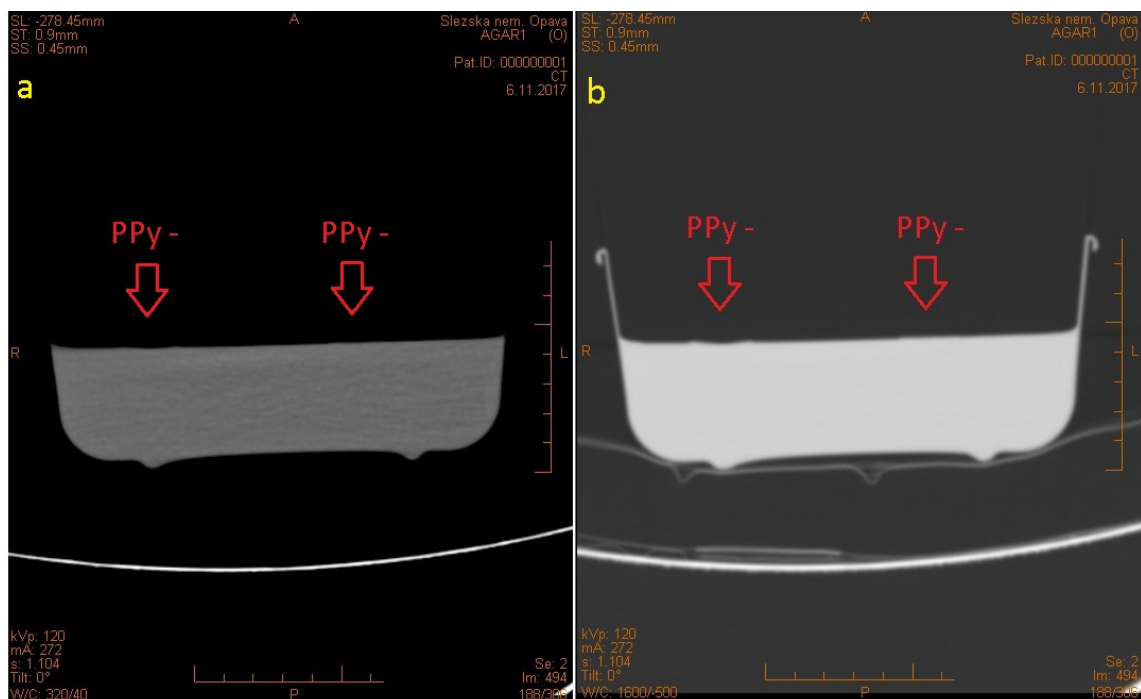
Na Obr. 52 jsou zobrazeny CT snímky agarů v řezu (NATIV) s PPy elektrodami s našitým suchým zipem. Poloha PPy elektrod s našitým suchým zipem je na obou řezech označena červenými šipkami s popiskem PPy +. Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 52 a) není patrný ani náznak PPy elektrod s našitým suchým zipem. Naopak na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 (Obr. 52 b) jsou PPy elektrody s našitým suchým zipem viditelné. To je právě způsobeno suchým zipem, který je na snímku viditelný. Důkazem jsou snímky řezů agarů s PPy elektrodami bez našitého suchého zipu zobrazené na obrázku níže viz Obr. 53.

Na obou snímcích řezů agarů (Obr. 52 a, Obr. 52 b) nezpůsobují PPy elektrody s našitým suchým zipem obrazové artefakty (jako v případě Ag/AgCl elektrod) jak na vnitřní struktuře agarů, tak v jeho okolí



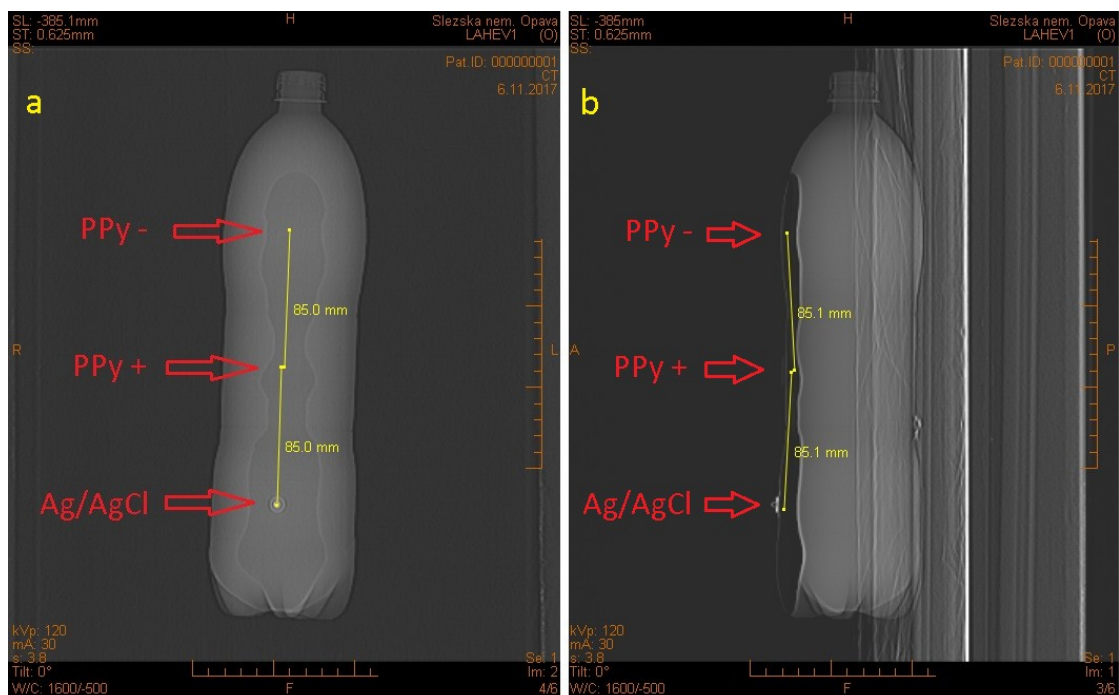
Obr. 52 CT snímek (NATIV) řezu agarů se samotnými PPy elektrodami s našitým suchým zipem  
a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500

CT snímky agarů v řezu (NATIV) s PPy elektrodami bez našitého suchého zipu jsou zobrazeny na Obr. 53. Poloha PPy elektrod bez našitého suchého zipu je na obou řezech označena červenými šipkami s popiskem PPy –. Na obou řezech (Obr. 53 a, Obr. 53 b) nejsou PPy elektrody bez našitého suchého zipu vidět a ani nevytváří obrazové artefakty jak na vnitřní struktuře fantomu, tak v jeho okolí (jako v případě Ag/AgCl elektrod). Na místech, kam ukazují červené šipky, jsou sice vidět nerovnosti na povrchu agarů, ale ty nejsou způsobeny PPy elektrodami bez našitého suchého zipu. Tyto nerovnosti vznikly při samotné výrobě agarů.



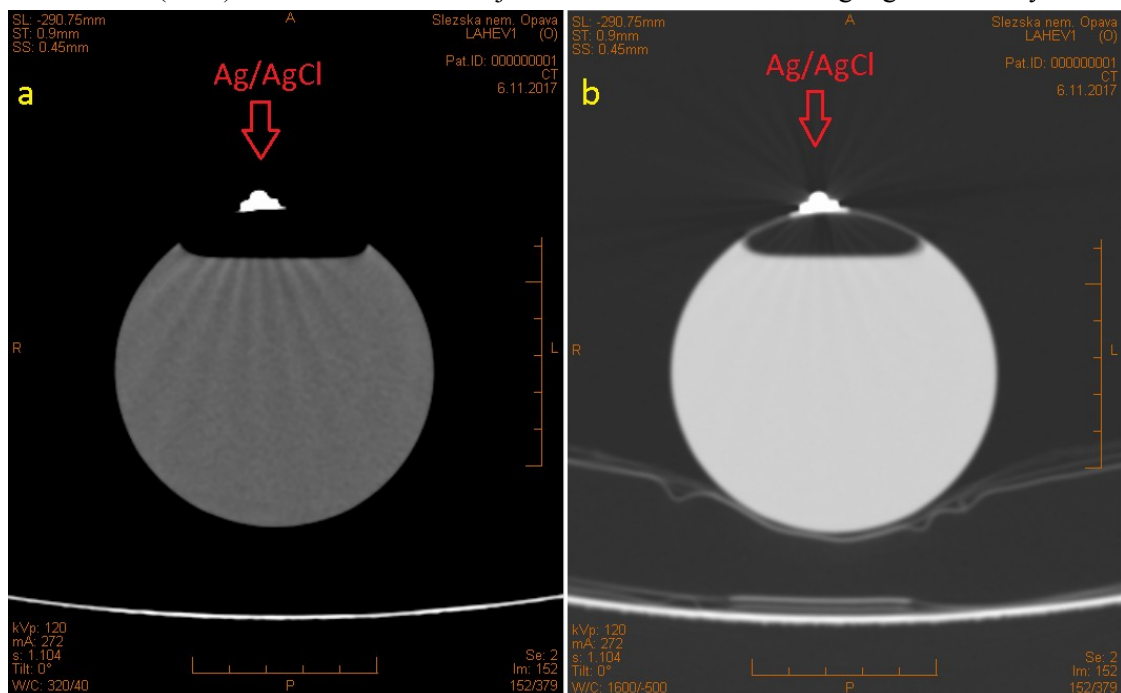
Obr. 53 CT snímek (NATIV) řezu agaru se samotnými PPy elektrodami bez našitého suchého zipu  
a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

Přehledový topogram (Surview Test) z horního a bočního pohledu na PET lahev s umístěnými elektrodami bez vodičů je zobrazen na Obr. 54. Na tomto přehledovém topogramu je nastaveno W/C: 1600/- 500. Z obou pohledů je jasně viditelná Ag/AgCl elektroda, která vytváří obrazový artefakt. Ve vzdálenosti 8,5 cm od Ag/AgCl elektrody se nachází PPY elektroda s našitým suchým zipem. Její poloha je označena červenou šipkou s popiskem PPY +. Na přehledovém topogramu z horního pohledu není PPY elektroda se suchým zipem vidět (viz Obr. 54 a). Z bočního pohledu je patrný náznak umístění PPY elektrody se suchým zipem (viz Obr. 54 b). Než o PPY elektrodu jako takovou, se spíše jedná o suchý zip. To je potvrzeno PPy elektrodou bez suchého zipu, která není viditelná na topogramu z obou pohledů. PPY elektroda bez suchého zipu se nachází 8,5 cm od PPY elektrody se suchým zipem, neboli 17 cm od Ag/AgCl elektrody. Její poloha na přehledovém topogramu je označena červenou šipkou s popiskem PPY -.



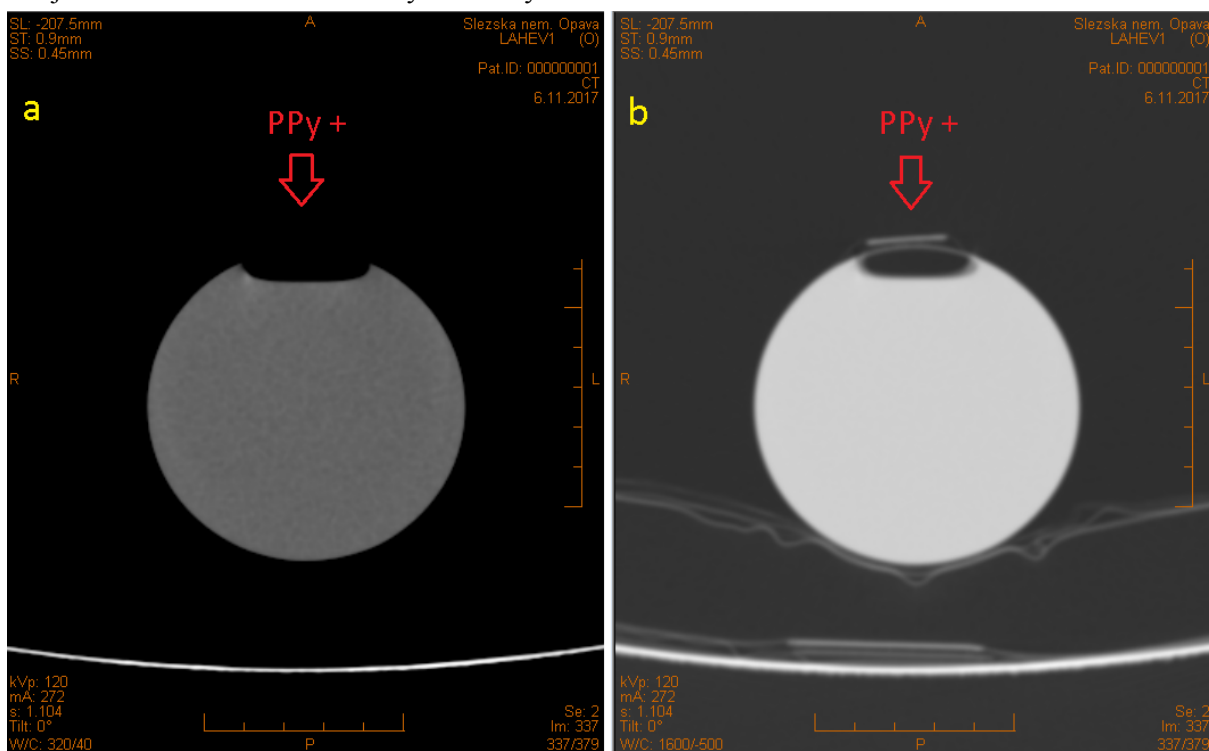
Obr. 54 Přehledový topogram (Surviv Test) PET lahve s elektrodami bez vodičů s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) horní pohled; b) boční pohled

Na Obr. 55 jsou zobrazeny CT snímky PET lahve v řezu (NATIV) s Ag/AgCl elektrodou. Na obou řezech (Obr. 55 a, Obr. 53 b) je Ag/AgCl elektroda jasně viditelná a způsobuje obrazové artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře (vodě) PET lahve (Obr. 55 a). V případě řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 55 b) se tyto artefakty projevují na vnitřní struktuře (vodě) PET lahve a také v nejbližším okolí PET lahve a Ag/AgCl elektrody.



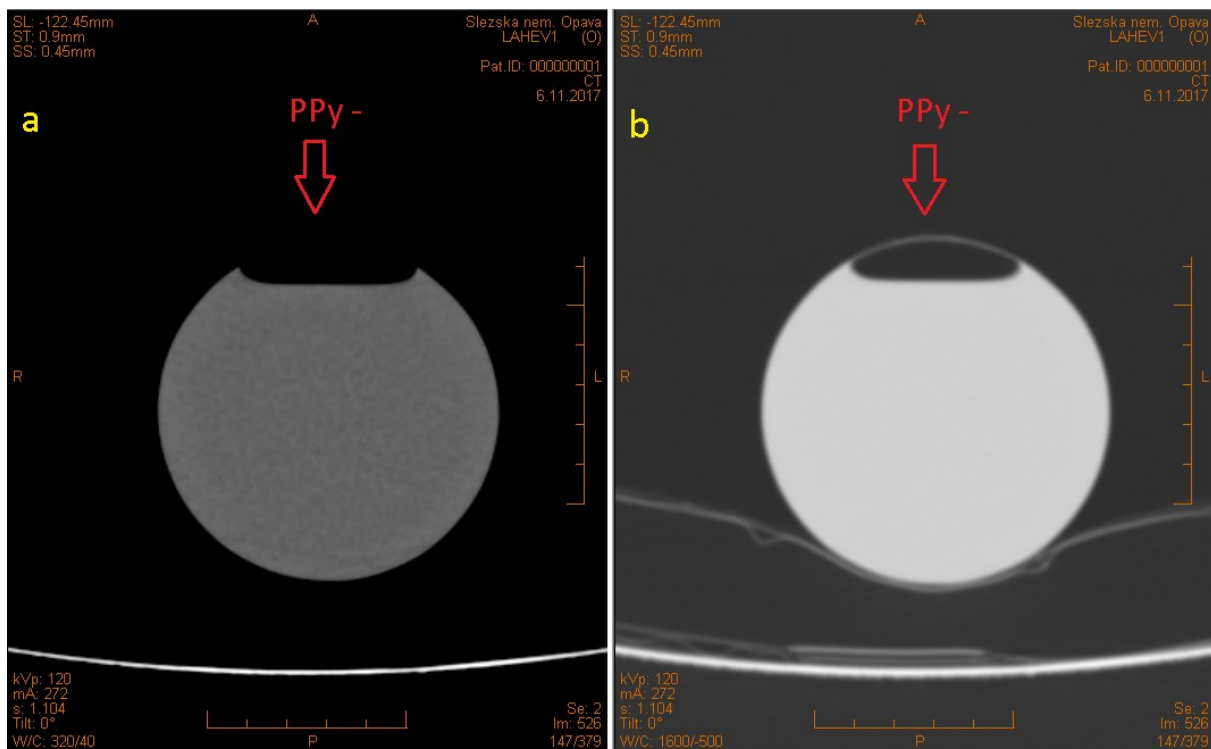
Obr. 55 CT snímek (NATIV) řezu PET lahví se samotnými Ag/AgCl elektrodami a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

CT snímky PET lahve v řezu (NATIV) s PPy elektrodou s našitým suchým zipem jsou zobrazeny na Obr. 56. Poloha PPy elektrody s našitým suchým zipem je na obou snímcích řezů označena červenou šipkou s popiskem PPy +. Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 56 a) není patrný ani náznak PPy elektrody s našitým suchým zipem. V případě řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 56 b) je PPy elektroda se suchým zipem viditelná. Než o PPy elektrodu jako takovou se spíše jedná o suchý zip, neboť tvar a rozměry objektu na tomto snímku odpovídají tvaru a rozměrům suchého zipu. Důkazem jsou také snímky řezů PET lahve s PPy elektrodami bez našitého suchého zipu zobrazené na obrázku níže viz Obr. 57. Na obou snímcích řezů PET lahve (Obr. 56 a, Obr. 56 b) nezpůsobuje PPy elektroda s našitým suchým zipem obrazové artefakty (jako v případě Ag/AgCl elektrody) jak na vnitřní struktuře PET lahve (vodě), tak i v nejbližším okolí PET lahve a PPy elektrody.



Obr. 56 CT snímek (NATIV) řezu PET lahví se samotnými PPy elektrodami s našitým suchým zipem  
a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

Na Obr. 57 jsou zobrazeny CT snímky PET lahve v řezu (NATIV) s PPy elektrodami bez našitého suchého zipu. Poloha PPy elektrody bez našitého suchého zipu je na obou snímcích řezů označena červenou šipkou s popiskem PPy +. Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 57 a) není patrný ani náznak PPy elektrody bez našitého suchého zipu. V případě řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 57 b) je PPy elektroda bez našitého suchého zipu jen velmi málo viditelná. Téměř ji nelze rozeznat od plastového povrchu PET lahve. Na obou snímcích řezů PET lahve (Obr. 57 a, Obr. 57 b) nezpůsobuje PPy elektroda bez našitého suchého zipu obrazové artefakty (jako v případě Ag/AgCl elektrody) jak na vnitřní struktuře PET lahve (vodě), tak i v nejbližším okolí PET lahve a PPy elektrody.



Obr. 57 CT snímek (NATIV) řezu PET lahve se samotnými PPy elektrodami bez našitého suchého zipu a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

Výsledky testování samotných polymerových elektrod na všech použitých testovacích modelech poukazují na CT nekонтрастnost PPy elektrod (bez suchého zipu i se suchým zipem). Zároveň tyto elektrody nezpůsobují artefakty na CT snímcích jako v případě Ag/AgCl elektrod. Ag/AgCl elektrody způsobovaly vznik artefaktů na CT snímcích a také byly viditelné na přehledových topogramech.

Na přehledových topogramech (Surview test) z horního pohledu na daný testovací model nejsou PPy elektrody s našitým suchým zipem i bez suchého zipu viditelné. Na druhou stranu na přehledových topogramech (Surview test) z bočního pohledu na daný testovací model nejsou PPy elektrody bez našitého suchého zipu viditelné, ale PPy elektrody s našitým suchým zipem již vidět jsou.

Na výsledných CT snímcích (NATIV) záleží viditelnost a tedy i detekovatelnost PPy elektrod (se suchým zipem i bez suchého zipu) na nastavené hodnotě parametru W/C. Při nastavení parametru W/C na 320/40 nejsou PPy elektrody (se suchým zipem i bez suchého zipu) absolutně viditelné. Jinak tomu je při nastavení parametru W/C na 1600/- 500. V rámci této nastavené hodnoty parametru W/C jsou již obvykle viditelné právě PPy elektrody se suchým zipem a PPy elektrody bez suchého zipu nejsou viditelné vůbec (fantom, agar) nebo jen velmi nepatrně (PET lahev). Viditelnost a detekovatelnost PPy elektrod bez suchého zipu také záleží na materiálu povrchu testovacího modelu, na který jsou PPy elektrody umístěny. Pokud je materiál povrchu CT kontrastní (např. určitá místa na fantomu) nebo je na CT snímku škálován do světlých odstínů šedé až bílé barvy (např. agar), dochází na CT snímku k zastínění PPy elektrod bez suchého zipu materiálem povrchu testovacího modelu. PPy elektrody bez suchého zipu, vzhledem i k jejich malým rozměrům, tak nejsou viditelné. Na druhou stranu na CT snímku PET lahve (viz Obr. 57) s nastavením parametru W/C na hodnotu 1600/- 500

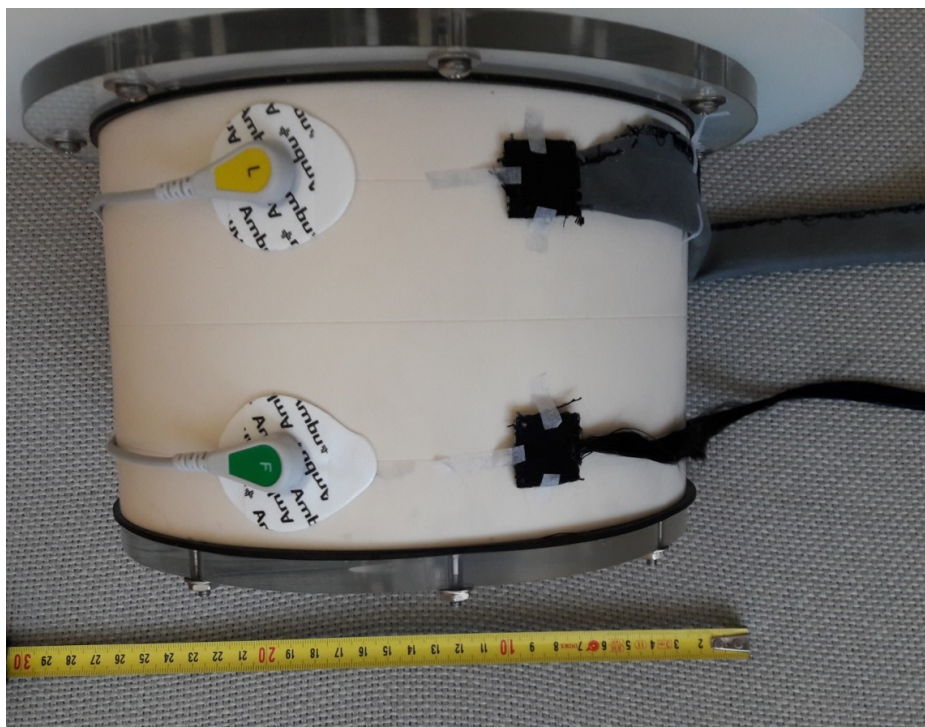
lze vidět PPy elektrodu bez suchého zipu, která splývá s povrchem PET lahve a je velmi nepatrně viditelná.

Důvodem, proč jsou PPy elektrody s našitým suchým zipem viditelné oproti PPy elektrodám bez suchého zipu, je právě suchý zip. Důkazem jsou příslušné CT snímky (NATIV) a přehledové topogramy (Surviview test), na kterých je PPy elektroda s našitým suchým zipem viditelná a zároveň na stejných snímcích PPy elektroda bez našitého suchého zipu viditelná není. Tvar a rozměry objektu, který je na snímcích vytvářen suchým zipem, odpovídá tvaru a rozměrům daného suchého zipu. Suchý zip je tedy na CT snímcích viditelný při nastavení parametru W/C na hodnotu pohybující se kolem hodnoty 1600/ – 500, ale nezpůsobuje vznik obrazových takových artefaktů jako v případě Ag/AgCl elektrod.

## **6.4 Realizace testování PPy elektrod a PANI vodičů jako celku**

Testování PPy elektrod s PANI vodiči jako celek probíhalo postupně na fantomu a agaru. Umístění jednotlivých elektrod s vodiči na fantom bylo provedeno následujícím způsobem. Na fantom byly umístěny dvě nalepovací Ag/AgCl elektrody s připojenými klasickými kovovými vodiči ve vzdálenosti 7,5 cm od sebe. Dvě PPy elektrody s připojenými PANI vodiči byly přichyceny k fantomu lékařskou lepicí páskou ve vzdálenosti 7,5 cm od Ag/AgCl elektrod tak, aby tyto dvě PPy elektrody měly mezi sebou odstup také o velikosti 7,5 cm. Elektrody tak tvořily vrcholy pomyslného čtverce. Jedna PPy elektroda byla připojena k izolovanému PANI vodiči a druhá PPy elektroda byla připojena k neizolovanému PANI vodiči. Vodiče Ag/AgCl elektrod a PPy elektrod byly přichyceny k fantomu lékařskou lepicí páskou, aby se v průběhu skenování nepohybovaly po fantomu a případně nedošlo k jejich zachycení a odtržení. Všechny uvedené vzdálenosti byly měřeny od středů daných elektrod. Umístění a způsob uchycení jednotlivých elektrod a vodičů na fantom je zobrazeno na Obr. 58.





Obr. 58 Rozmístění (zprava) PPy elektrod s připojeným izolovaným PANI vodičem (pravá horní PPy elektroda) a neizolovaným PANI vodičem (pravá dolní PPy elektroda) a Ag/AgCl elektrod s připojenými klasickými kovovými vodiči na fatomu

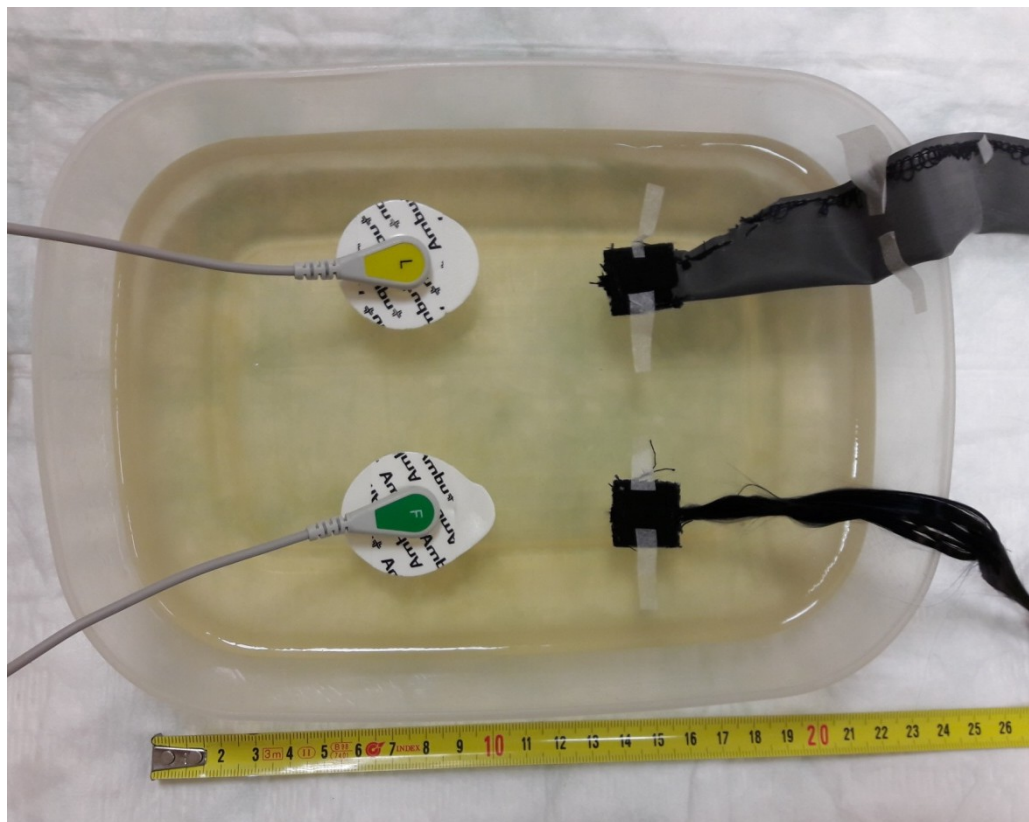
Hodnoty parametrů nastavovaných na CT přístroji pro skenování fantomu s přichycenými elektrodami připojenými k vodičům jsou vypsány v tabulce Tab. 6.

Tab. 6 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování fantomu s umístěnými elektrodami připojenými k vodičům

Označení skenu	Skenovací mód	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Typ fantomu (cm)
Surview Test	Surview	1	120	0,15	5,2	HEAD 16
NATIV	Helical	300	120	38,30	990,1	HEAD 16

K testování elektrod s připojenými vodiči na agaru byl použit agar s rozměry  $16 \times 3,5 \times 23$  cm (šířka  $\times$  výška  $\times$  hloubka) připravený v uzavíratelné plastové nádobě o rozměrech  $16 \times 6,8 \times 23$  cm (šířka  $\times$  výška  $\times$  hloubka). Rozmístění jednotlivých elektrod s připojenými vodiči na agaru bylo následující. Na agar byly umístěny dvě nalepovací Ag/AgCl elektrody s připojenými klasickými kovovými vodiči ve vzdálenosti 7 cm od sebe. Dvě PPy elektrody s připojenými PANI vodiči byly přichyceny k agaru lékařskou lepicí páskou ve vzdálenosti 7 cm od Ag/AgCl elektrod tak, aby tyto dvě PPy elektrody měly mezi sebou odstup také o velikosti 7 cm. Elektrody tak tvořily vrcholy pomyslného čtverce. Jedna PPy elektroda byla připojena k izolovanému PANI vodiči a druhá PPy elektroda byla připojena k neizolovanému PANI vodiči. Izolovaný PANI vodič PPy elektrody byl přichycen ke stěně plastové nádoby, aby se v průběhu skenování nepohyboval po agaru

a neodlepoval PPy elektrodu od agaru. Všechny uvedené vzdálenosti byly měřeny od středů daných elektrod. Rozmístění elektrod s připojenými vodiči na agaru je zobrazeno na Obr. 59.



Obr. 59 Rozmístění (zprava) PPy elektrod s připojeným izolovaným PANI vodičem (pravá horní PPy elektroda) a neizolovaným PANI vodičem (pravá dolní PPy elektroda) a Ag/AgCl elektrod s připojenými klasickými kovovými vodiči na agaru

Hodnoty parametrů nastavovaných na CT přístroji pro skenování agaru s přichycenými elektrodami připojenými k vodičům jsou vypsány v tabulce Tab. 7.

Tab. 7 Parametry nastavené na CT přístroji pro skenování agaru s umístěnými elektrodami připojenými k vodičům

Označení skenu	Skenovací mód	mAs	kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Typ fantomu (cm)
Surview Test	Surview	1	120	0,15	5,2	HEAD 16
NATIV	Helical	300	120	38,30	1191,8	HEAD 16

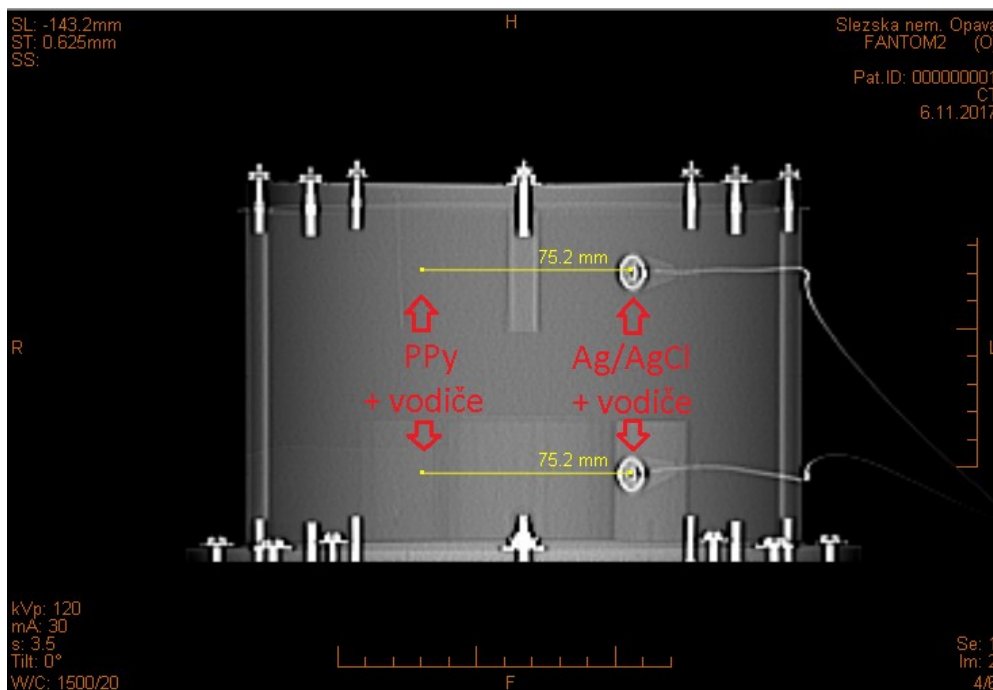
#### 6.4.1 Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů jako celku

V programu AMIS\*PACS Media Lite verze 3.2 firmy ICZ a.s. byly všechny CT snímky (NATIV a Surview Test) zobrazeny, dále zpracovány (přiblížení snímku, nastavení hodnota W/C, změření vzdáleností objektů, přidání informací o snímku atd.) a následně exportovány.



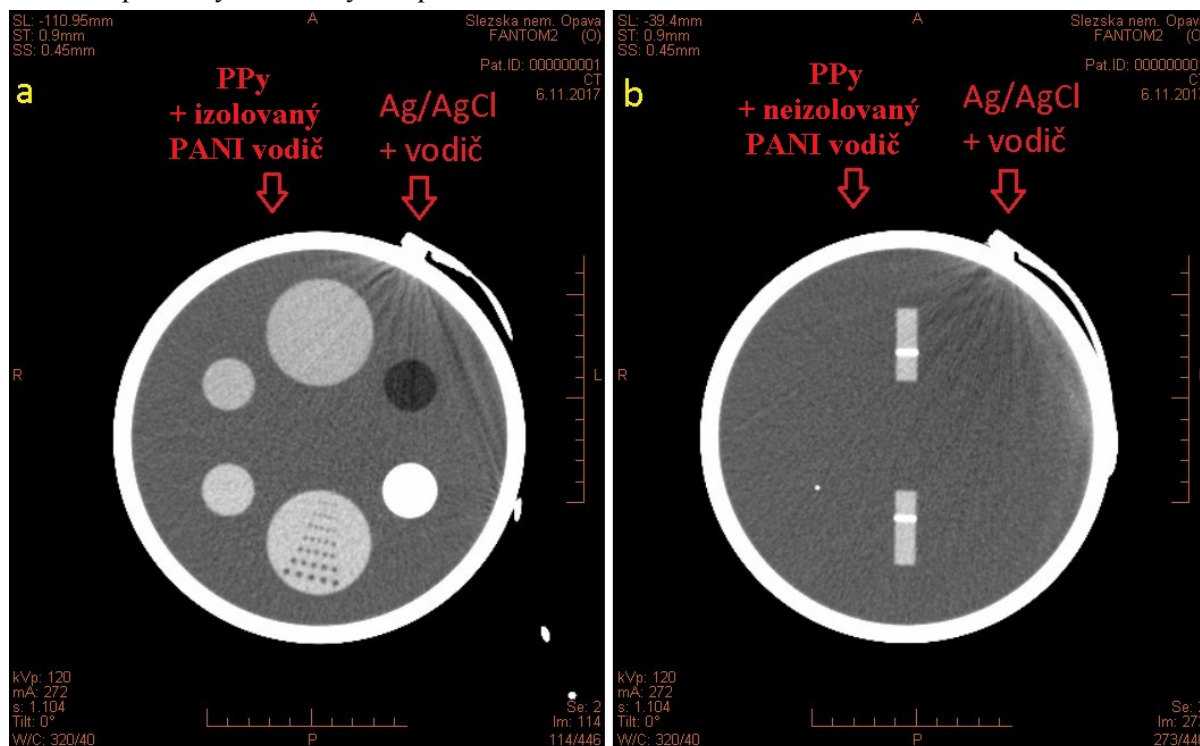
Hodnoty W/C byly voleny s ohledem na druh testovacího modelu, na kterém se měřilo, na kvalitní zobrazení a následnou porovnatelnost CT snímků (NATIV a Surview Test). V případě přehledového topogramu fantomu (Surview Test) byla hodnota parametru W/C ponechána na hodnotě W/C: 1500/20, která byla předvolena pro Surview Test fantomu samotným programem AMIS\*PACS Media Lite. Pro CT snímky řezů fantomu (NATIV) byla použita hodnota W/C: 320/40, která byla opět předvolena pro NATIV samotným programem. Tato hodnota parametru W/C se blíží předvoleným hodnotám pro zobrazení vnitřních struktur např. ledviny, játra atd. Jelikož na této nastavené hodnotě W/C: 320/40 nebyly PPy elektrody a PANI vodiče vidět, bylo za účelem porovnání CT snímků zvoleno ještě další nastavení parametru W/C tak, aby byly PPy elektrody a PANI vodiče (anebo jejich části např. suchý zip, izolace) aspoň částečně viditelné. Tomu odpovídají hodnoty W/C pohybující se kolem hodnoty 1600/– 500. Z hlediska snadné nastavitelnosti a reprodukovatelnosti nastavení parametru W/C, byla zvolena hodnota parametru W/C: 1600/– 500, která je v programu AMIS\*PACS Media Lite přednastavena pro zobrazení plicního parenchymu. Stejně se nastavily parametry W/C CT snímků řezů (NATIV) agaru. Přehledový topogram (Surview Test) agaru byl zobrazen s nastavenou hodnotou W/C: 1600/– 500 z důvodu kvalitního zobrazení topogramu.

Přehledový topogram (Surview Test) fantomu s umístěnými Ag/AgCl elektrodami s připojenými klasickými kovovými vodiči a PPy elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem je zobrazen na Obr. 60. Na snímku jsou zřetelně viditelné Ag/AgCl elektrody a jejich vodiče. Ve vzdálenosti 7,5 cm od Ag/AgCl elektrod se nacházejí PPy elektrody s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem. Jejich poloha je zaznačena příslušnými červenými šipkami. Obě PPy elektrody ani neizolovaný PANI vodič nejsou na snímku viditelné. V místě vedení izolovaného PANI vodiče (spodní PPy elektroda blíže k držáku fantomu) jsou mírné náznaky pryžové izolace PANI vodiče, která vytváří na snímku nepatrný stín.



Obr. 60 Přehledový topogram (Surview Test) fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči (izolovaný a neizolovaný PANI vodič) a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1500/20

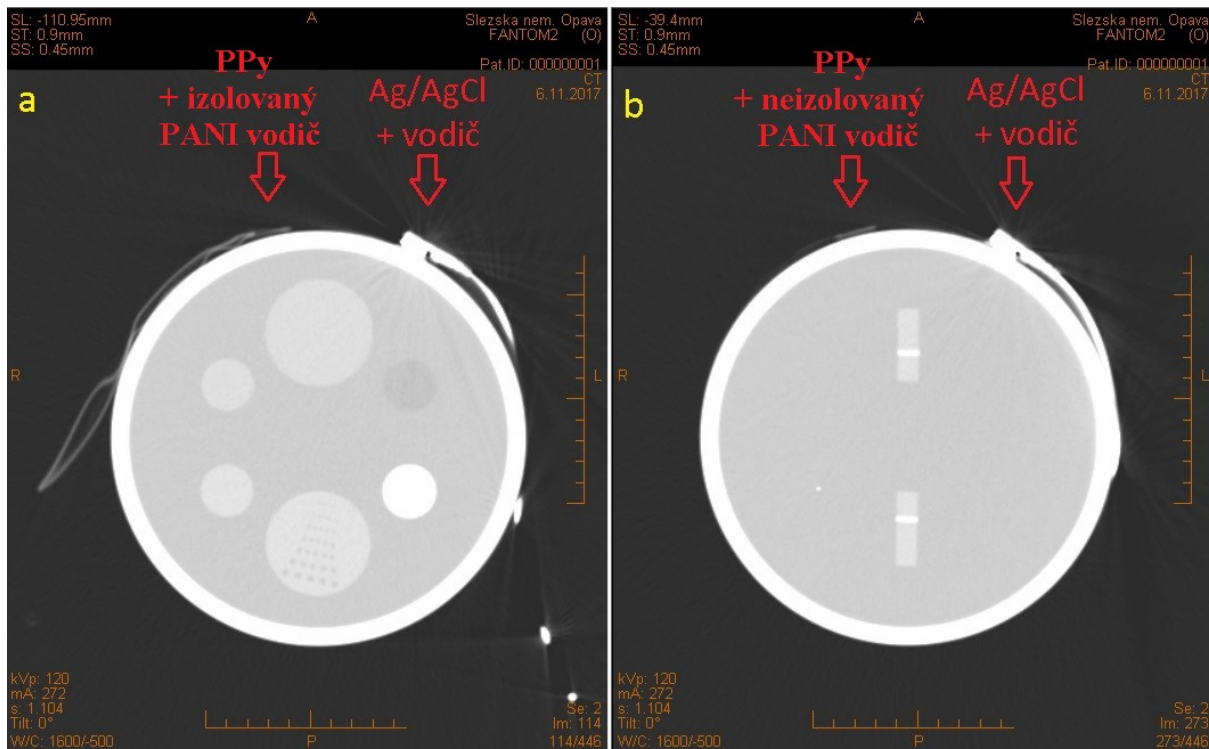
CT snímky fantomu v řezu (NATIV) s Ag/AgCl elektrodami s připojenými klasickými kovovými vodiči a PPy elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem jsou zobrazeny na Obr. 61. Izolovaný PANI vodič se nachází na levém snímku řezu (viz Obr. 61 a) a neizolovaný PANI vodič se nachází na pravém snímku řezu (viz Obr. 61 b). Na obou snímcích řezů jsou Ag/AgCl elektrody a jejich vodiče jasně viditelné a způsobují artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře fantomu. Oproti tomu nejsou PPy elektrody ani PANI vodiče (izolovaný a neizolovaný) viditelné a nezpůsobují na snímcích artefakty jako v případě Ag/AgCl elektrod a jejich vodičů. Poloha PPy elektrod a PANI vodičů (izolovaného a neizolovaného) je na obou řezech označena příslušnými červenými šipkami.



Obr. 61 CT snímek (NATIV) řezu fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu

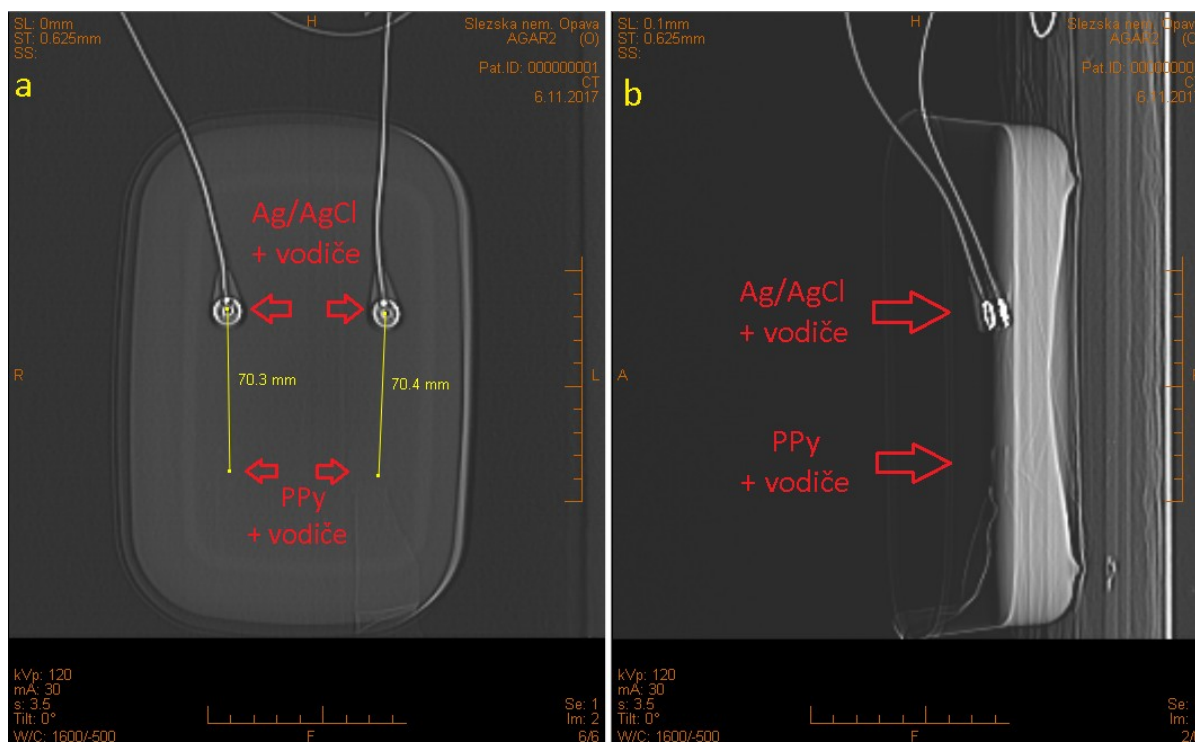
Na Obr. 62 jsou zobrazeny stejné dva řezy fantomu jako v případě obrázku výše (viz Obr. 61) s tím rozdílem, že v tomto případě je parametr W/C nastaven na hodnotu W/C: 1600/- 500, která odpovídá přednastavené hodnotě W/C pro zobrazení plicního parenchymu. Na těchto řezech jsou opět jasně viditelné Ag/AgCl elektrody a jejich vodiče. Ag/AgCl elektrody spolu s jejich vodiči vytvářejí obrazové artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře fantomu a také v nejbližším okolí fantomu a Ag/AgCl elektrod s jejich vodiči. Na levém snímku řezu (s označením Obr. 62 a) se nachází PPy elektroda s izolovaným PANI vodičem. Na tomto snímku jsou viditelné suchý zip PPy elektrody a pryžová izolace PANI vodiče. Samotný PANI vodič (uzavřený v pryžové izolaci) není na tomto CT snímku vidět. Na pravém snímku řezu (s označením Obr. 62 b) se nachází PPy elektroda s neizolovaným PANI vodičem. Zde je také vidět suchý zip PPy elektrody a jen velmi nepatrné náznaky neizolovaného PANI vodiče. V obou případech PPy elektrody ani PANI vodiče (izolovaný a neizolovaný) nezpůsobují vznik obrazových artefaktů (jako v případě Ag/AgCl elektrod

a jejich vodičů) jak na vnitřní struktuře fantomu, tak v nejbližším okolí fantomu a PPy elektrod s jejich PANI vodiči.



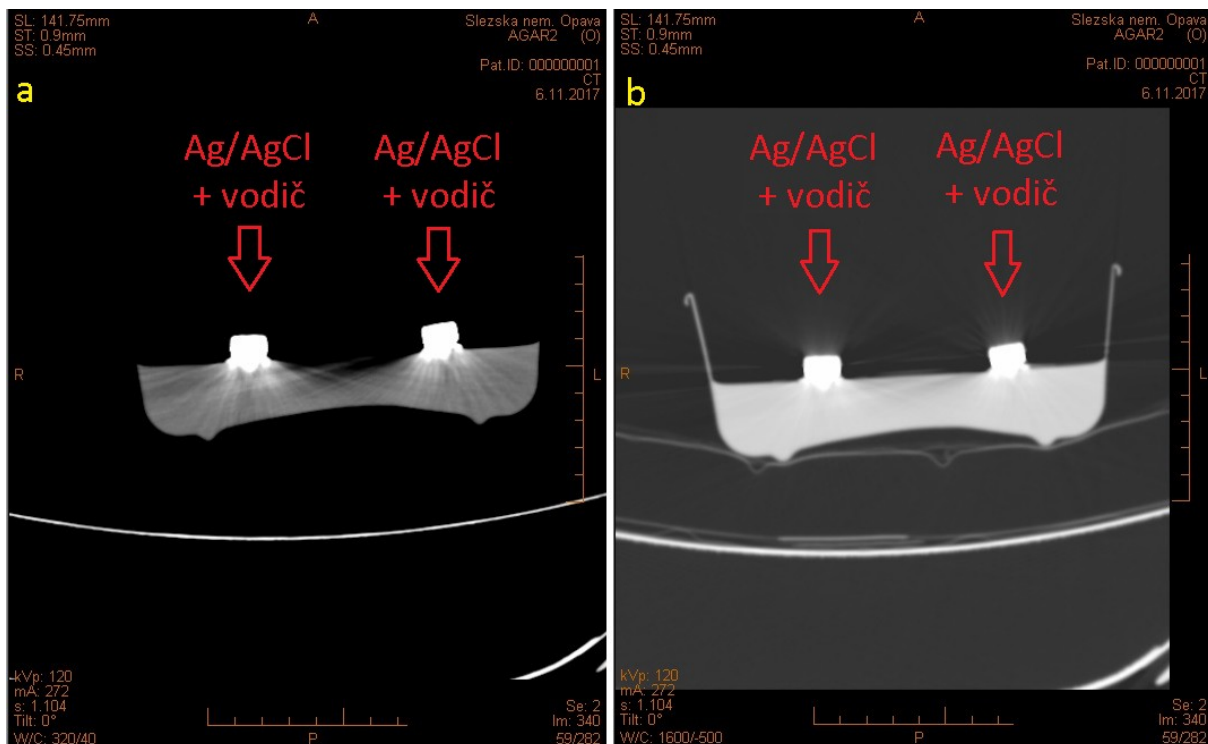
Obr. 62 CT snímek (NATIV) řezu fantomu s PPy elektrodami s PANI vodiči a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) 2. elektrody ve směru posuvu stolu; b) 1. elektrody ve směru posuvu stolu

Přehledový topogram (Surview Test) z horního a bočního pohledu na agar s PPy elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem a Ag/AgCl elektrodami s připojenými klasickými kovovými vodiči je zobrazen na Obr. 63. Na tomto přehledovém topogramu je nastaveno W/C: 1600/- 500. Z obou pohledů jsou jasně viditelné Ag/AgCl elektrody a jejich vodiče, které vytvářejí obrazové artefakty. Ve vzdálenosti 7 cm od Ag/AgCl elektrod se nacházejí PPy elektrody s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem. Jejich poloha je zaznačena příslušnými červenými šipkami. Na přehledovém topogramu z horního pohledu (Obr. 63 a) nejsou viditelné obě PPy elektrody ani neizolovaný PANI vodič, ale v místě vedení izolovaného PANI vodiče (pravý dolní kraj plastové nádoby) je patrný obrys pryžové izolace. Samotný PANI vodič, uzavřený v pryžové izolaci, není na topogramu vidět. Na přehledovém topogramu z bočního pohledu (Obr. 63 b) jsou viditelné suché zipy PPy elektrod a také obrys pryžové izolace PANI izolovaného vodiče. Pryžová izolace nezpůsobuje vznik takového artefaktu jako v případě kovových vodičů Ag/AgCl elektrod.



Obr. 63 Přehledový topogram (Surview Test) agaru s PPY elektrodami s PANI vodiči (izolovaný a neizolovaný PANI vodič) a Ag/AgCl elektrodami s klasickými vodiči s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 a) horní pohled; b) boční pohled

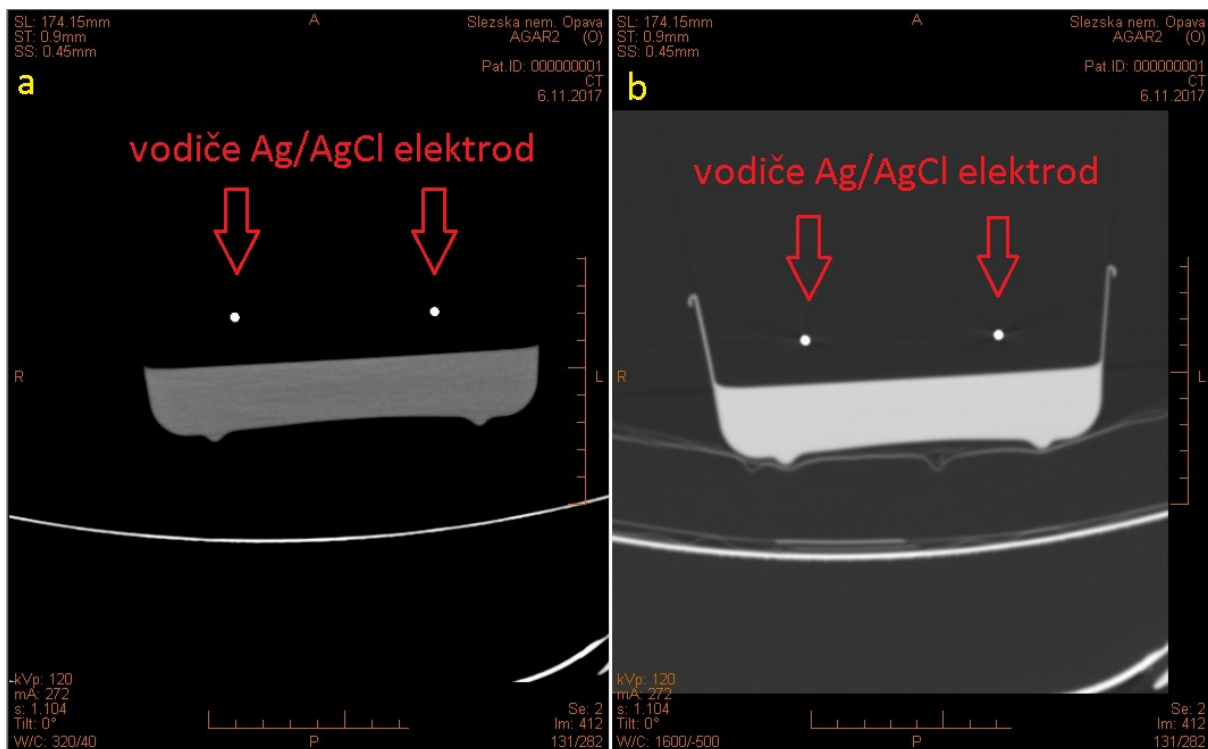
CT snímky agaru v řezu (NATIV) s Ag/AgCl elektrodami s připojenými konektory klasických kovových vodičů jsou zobrazeny na Obr. 64. Na těchto snímcích se nacházejí pouze Ag/AgCl elektrody s připojenými konektory klasických kovových vodičů. Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 64 a) jsou Ag/AgCl elektrody a k nim připojené konektory vodičů jasně viditelné a způsobují obrazové artefakty (typické pro kov), které se projevují na vnitřní struktuře fantomu. V případě druhého snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 64 b) jsou i zde Ag/AgCl elektrody a k nim připojené konektory vodičů jasně viditelné a vytvářejí obrazové artefakty (typické pro kov), které se projevují nejen na vnitřní struktuře agaru, ale také v nejbližším okolí agaru a Ag/AgCl elektrod s připojenými konektory. Vodiče Ag/AgCl elektrod jsou zobrazeny na následujícím snímku, viz Obr. 65.



Obr. 64 CT snímek (NATIV) řezu agaru s Ag/AgCl elektrodami s připojenými konektory klasických vodičů a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

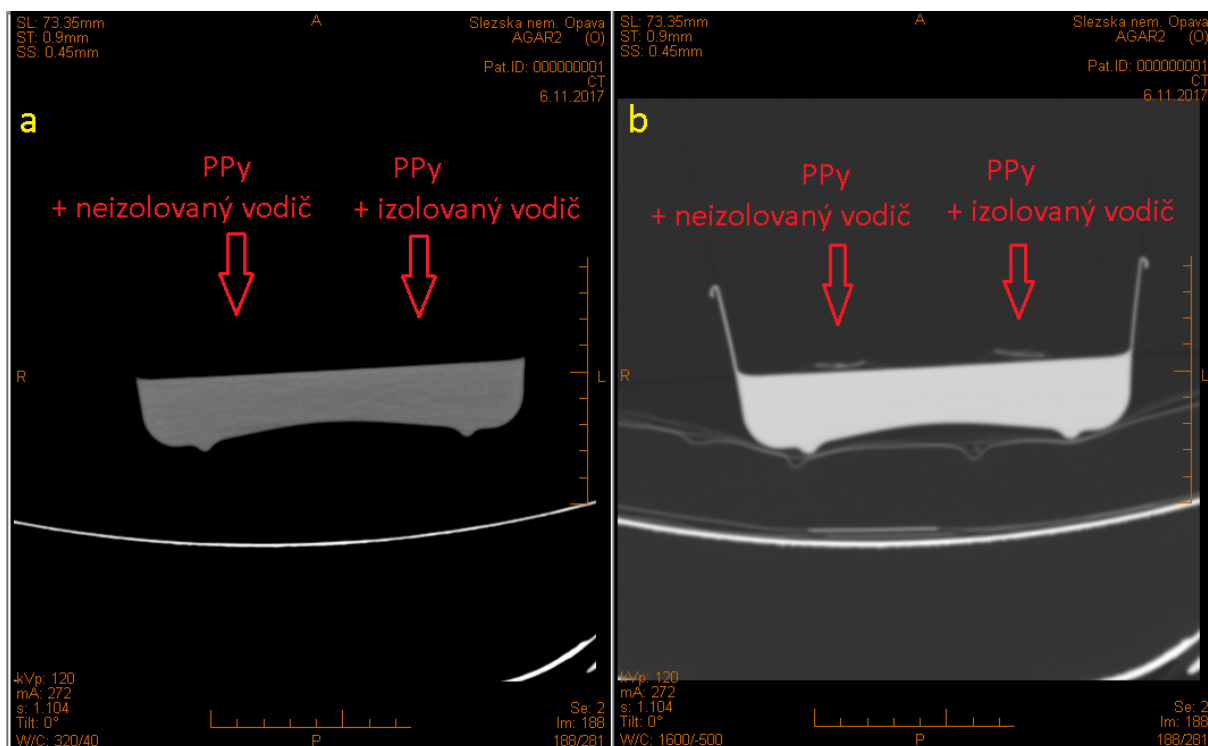
Na Obr. 65 jsou zobrazeny CT snímky agaru v řezu (NATIV) s klasickými kovovými vodiči Ag/AgCl elektrod. Kovové vodiče jsou zobrazeny v řezu, z toho důvodu jsou na snímcích vidět jen jejich průřezy. Ačkoliv jsou na obou snímcích řezů vidět vodiče Ag/AgCl elektrod (jsou CT kontrastní), tak v případě snímku s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 65 a) nezpůsobují vznik obrazových artefaktů, které by se projevily na vnitřní struktuře agaru. Je to způsobeno dostatečnou vzdáleností vodičů od povrchu agaru a také malým průřezem vodičů. Na snímku s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 65 b) se projevují obrazové artefakty (typické pro kov) v okolí vodičů, ale i zde se tyto obrazové artefakty neprojevují na vnitřní struktuře agaru a to ze stejných důvodů jako v případě snímku Obr. 65 a.





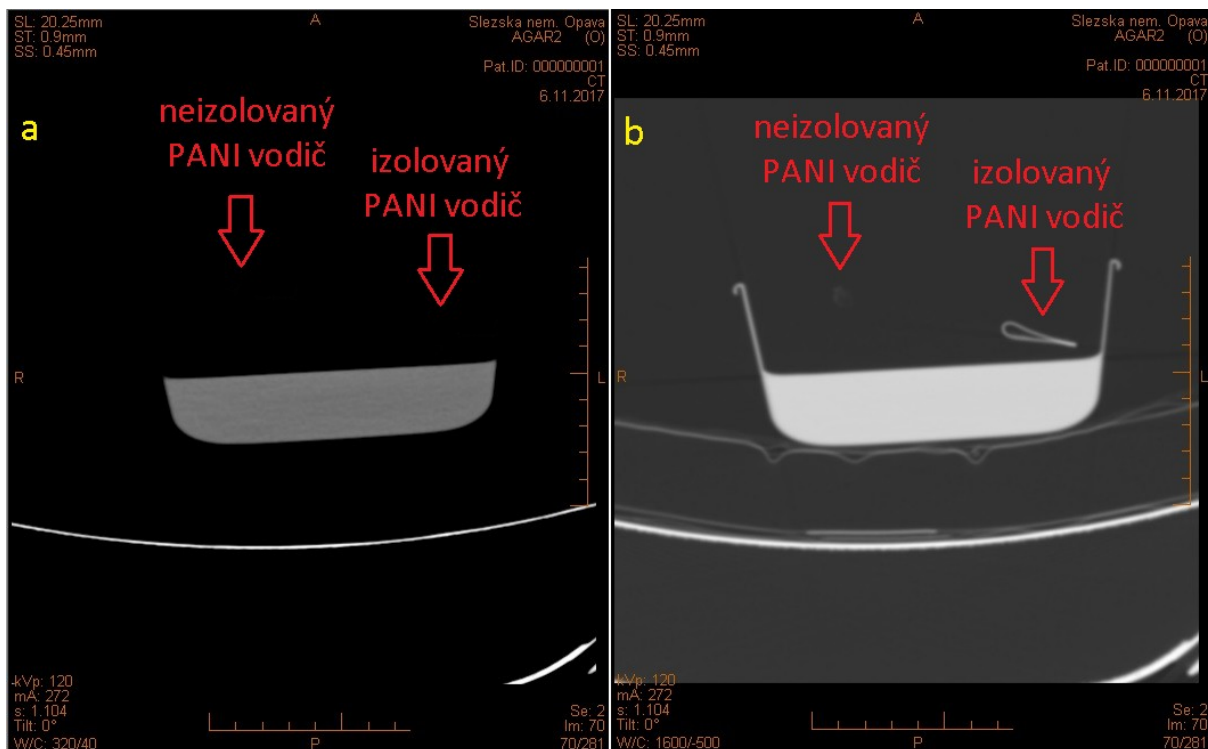
Obr. 65 CT snímek (NATIV) řezu agaru s klasickými vodiči Ag/AgCl elektrod a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

CT snímky agaru v řezu (NATIV) s PPy elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem jsou zobrazeny na Obr. 66. Zde se nacházejí pouze PPy elektrody s našitými částmi PANI vodičů (izolovaného i neizolovaného PANI vodiče). Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 66 a) nejsou PPy elektrody s našitými částmi PANI vodičů vůbec viditelné. Na druhém snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 66 b) jsou viditelné pouze suché zipy PPy elektrod a jen nepatrně náznak lékařské lepicí pásky, která byla použita k přichycení PPy elektrod na povrch agaru. Na obou zmíněných CT snímcích nevytvářejí PPy elektrody s našitými částmi PANI vodičů obrazové artefakty (jako v případě Ag/AgCl elektrod s připojenými konektory vodičů) jak na vnitřní struktuře agaru, tak v nejbližším okolí agaru a PPy elektrod s našitými částmi PANI vodičů. Poloha PPy elektrod s našitými částmi izolovaného a neizolovaného PANI vodiče je na obou CT snímcích zaznačena příslušnými červenými šipkami.



Obr. 66 CT snímek (NATIV) řezu agaru s PPY elektrodami s připojeným izolovaným a neizolovaným PANI vodičem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

Na Obr. 67 jsou zobrazeny CT snímky agaru v řezu (NATIV) s izolovaným a neizolovaným PANI vodičem. PANI vodiče jsou zobrazeny v řezu, z toho důvodu jsou na snímcích vidět jen jejich průřezy. Na snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 320/40 (Obr. 67 a) nejsou izolovaný a neizolovaný PANI vodič vůbec vidět. Na druhém snímku řezu s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500 (Obr. 67 b) je viditelná pouze pryžová izolace v případě izolovaného PANI vodiče a jen velmi nepatrně náznak neizolovaného PANI vodiče. Samotný PANI vodič uzavřený v pryžové izolaci (jedná se o izolovaný PANI vodič) není na tomto snímku vidět. V obou případech nastavení dané hodnot W/C na CT snímku řezu nevytvářejí izolovaný a neizolovaný PANI vodič obrazové artefakty (jako v případě klasických vodičů nebo Ag/AgCl elektrod) jak na vnitřní struktuře agaru, tak v nejbližším okolí agaru a PANI vodičů. Poloha izolovaného a neizolovaného PANI vodiče je na obou CT snímcích zaznačena příslušnými červenými šipkami.



Obr. 67 CT snímek (NATIV) řezu agaru s izolovaným a neizolovaným PANI vodičem a) s nastavenou hodnotou W/C: 320/40; b) s nastavenou hodnotou W/C: 1600/- 500

Na základě výsledků testování PPy elektrod s připojenými PANI vodiči (izolovaným i neizolovaným PANI vodičem) lze potvrdit CT nekontrastnost PANI vodičů (izolovaný i neizolovaný PANI vodič). Zároveň PANI vodiče také nezpůsobují vznik artefaktů na CT snímcích jako v případě kovových vodičů Ag/AgCl elektrod. Kovové vodiče Ag/AgCl elektrod způsobovaly vznik artefaktů na CT snímcích a také byly viditelné na přehledových topogramech.

PPy elektrody (s našitým suchým zipem) testované s připojenými PANI vodiči dosáhly v rámci PPy elektrod stejných výsledků jako při testování samotných PPy elektrod.

Na přehledových topogramech (Surview Test) z horního a bočního pohledu na fantom i agar a z bočního pohledu na agar je možné vidět nepatrné náznaky (obrysy) pryžové izolace PANI vodiče. Na druhou stranu na přehledových topogramech z obou pohledů (z horního a bočního pohledu) na daný testovací model nejsou neizolované PANI vodiče viditelné.

Na výsledných CT snímcích (NATIV) záleží viditelnost a tedy i detekovatelnost izolovaného a neizolovaného PANI vodiče (stejně jako u PPy elektrod) na nastavené hodnotě parametru W/C. Při nastavení parametru W/C na 320/40 není izolovaný a neizolovaný PANI vodič vůbec viditelný. Jinak tomu je při nastavení parametru W/C na 1600/- 500. V rámci této nastavené hodnoty parametru W/C je velmi dobře viditelný a detekovatelný pouze izolovaný PANI vodič. U neizolovaného PANI vodiče jsou viditelné pouze velmi nepatrné náznaky jeho obrysu. Viditelnost a detekovatelnost PANI vodičů je také ovlivněna materiálem povrchu testovacího modelu, na který jsou PANI vodiče umístěny, a jak moc PANI vodiče k němu přiléhají (kopírují jeho tvar). Pokud je materiál povrchu CT kontrastní (např. určitá místa na fantomu) a PANI vodič (izolovaný i neizolovaný) těsně přiléhá k povrchu testovacího modelu (kopíruje jeho tvar), může dojít na CT snímku k zastínění PANI vodiče (izolovaného i neizolovaného) materiálem povrchu testovacího modelu. Důkazem je CT snímek řezu



fantomu s PPy elektrodami s připojenými PANI vodiči (viz Obr. 62 výše), na kterém je jasné patrné, že část izolovaného PANI vodiče těsně přiléhajícího k povrchu fantomu byla zastíněna právě materiálem povrchu fantomu.

Důvodem, proč jsou izolované PANI vodiče mnohem více viditelné oproti neizolovaným PANI vodičům, je právě pryžová izolace izolovaných PANI vodičů. Důkazem jsou příslušné CT snímky (NATIV) a přehledové topogramy (Surviv Test), na kterých je izolovaný PANI vodič viditelný a zároveň na těchto stejných snímcích neizolovaný PANI vodič není viditelný vůbec nebo jen velmi nepatrně. Tvar a rozměry objektu, který je na snímcích vytvářen izolací izolovaného PANI vodiče, odpovídá tvaru a rozměrům izolace PANI vodiče. Navíc na CT snímcích, kde jsou vodiče zobrazeny v řezu (viz Obr. 62 a Obr. 67), není vidět uhlíkové PANI vlákno (vodič), které prochází uprostřed pryžové izolace. Je zde vidět samotná pryžová izolace bez jakéhokoli náznaku uhlíkového PANI vodiče, který je uzavřen v pryžové izolaci. Izolace PANI vodiče je sice viditelná při nastavení parametru W/C na hodnotu pohybující se kolem hodnoty 1600/ – 500, ale nezpůsobuje vznik takových artefaktů jako v případě kovových vodičů Ag/AgCl elektrod.

## **6.5 Shrnutí výsledků testování PPy elektrod a PPy elektrod s PANI vodiči**

V obou dílčích testováních dosahovaly jak samotné PPy elektrody, tak i PPy elektrody s připojenými PANI vodiči lepších výsledků než Ag/AgCl elektrody a jejich kovové vodiče. Na všech CT snímcích (NATIV) jsou Ag/AgCl elektrody a kovové vodiče viditelné a způsobují vznik obrazových artefaktů. Oproti tomu PPy elektrody a PANI vodiče nejsou CT kontrastní a nezpůsobují vznik artefaktů na CT snímcích jako v případě Ag/AgCl elektrod a kovových vodičů.

Ačkoliv jsou PPy elektrody a PANI vodiče na výsledných CT snímcích viditelné, je to hlavně způsobeno suchým zipem PPy elektrod a pryžovou izolací PANI izolovaného vodiče. To potvrzují CT snímky, na kterých jsou PPy elektrody se suchým zipem a izolované PANI vodiče viditelné, ale na těchto stejných CT snímcích PPy elektrody bez našitého suchého zipu a neizolované PANI vodiče vidět nejsou. Na druhou stranu suchý zip ani pryžová izolace PANI vodiče nezpůsobují takové artefakty jako Ag/AgCl elektrody a jejich kovové vodiče.

## 6.6 Návrh měření EKG při CT vyšetření na umělém pacientovi

Předchozí testování polymerových elektrod a svodů z hlediska tvorby obrazových artefaktů poukázalo na CT nektrastnost PPY elektrod a PANI svodů. Polymerové elektrody a svody nevytvářely takové obrazové artefakty jako v případě nalepovacích Ag/AgCl elektrod a kovových vodičů. Na základě těchto výsledků mohlo být přistoupeno k testování polymerových elektrod a svodů z hlediska kvality snímaného a přenášeného EKG signálu naměřeného během CT skenování (vyšetření).

Původní návrh vytvoření izolace PANI vodičů použitím pryžového škrťacího obinadla ESMARCH byl upraven na základě požadavku lepší proveditelnosti izolace PANI vodičů o délce 10 m, než umožňovaly pryžové škrťací obinadla. Jako nová izolace PANI vodičů byla po konzultaci s vedoucím diplomové práce zvolena teplem smršťovatelná trubičková bužírka o průměru 7,4 mm vyrobená z polyolefinu. S ohledem na ohebnost izolace a její celkovou funkčnost pro danou aplikaci nebylo potřeba využít jejího smrštění vlivem tepla. Bužírka z polyolefinu se vyznačuje hodnotou provozního napětí až 600 V a provozní teplotou v rozmezí od  $-45$  až  $125$  °C. V obou případech (provozní napětí a provozní teplota) je tato bužírka plně dostačující pro izolaci PANI vodičů přenášející EKG signál.

Testovacím subjektem nemohl být zvolen dobrovolník, neboť při CT vyšetření je dotyčná osoba ozářena škodlivým rentgenovým zářením, jehož dávka nesmí v součtu s dalšími dávkami ionizujících záření přesáhnout hodnotu předepsanou na rok. Dávka při CT vyšetření je mnohonásobně vyšší než např. při RTG vyšetření. Kvůli zdlouhavému jednání s vedením nemocnic (podepsání smluv, schválení etickou komisí atd.) o umožnění realizace testování na pacientech, kteří jsou již z určitého důvodu indikováni na CT vyšetření, muselo být přistoupeno k alternativnímu řešení. Alternativní řešení spočívalo v návrhu měření EKG na tzv. umělém pacientovi. Umělý pacient byl na základě konzultace s vedoucím diplomové práce navržen jako zapojení EKG simulátoru FC12D firmy Ferronato (s evidenčním číslem 50000034958/0) a nalepovacích konvenčních Ag/AgCl elektrod.

Požadavkem bylo ověření, zda vyšetření (skenování) na CT nebude ovlivňovat kvalitu snímaného EKG signálu naměřeného polymerovými elektrodami a svody. Na základě výše uvedených důvodů musel být upraven návrh testování na měření třísvodového EKG signálu polymerovými elektrodami a svody na umělém pacientovi před CT vyšetřením (v klidu) a během CT vyšetření s jejich následným porovnáním. Jako referenční záznam byl zvolen EKG záznam naměřený před CT vyšetřením. Zapojení měřícího řetězce bylo navrženo tak, aby se ve skenovaném poli nacházeli pouze Ag/AgCl elektrody se svými kovovými vodiči (umělý pacient) a PPY elektrody s izolovanými PANI vodiči.

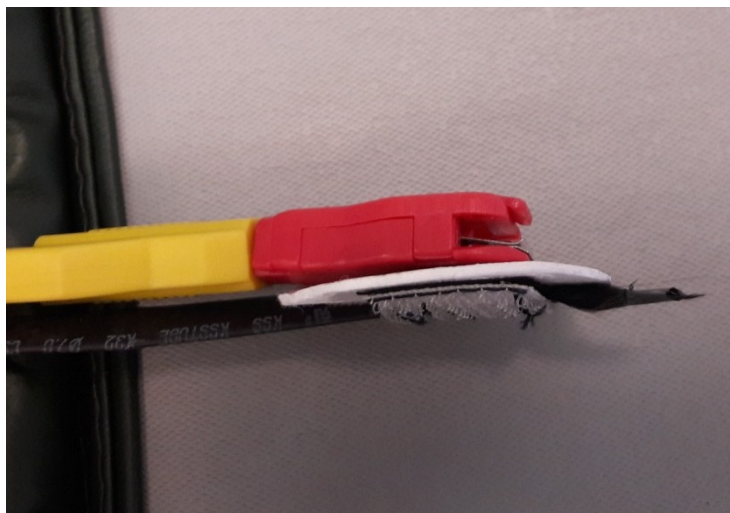
Jako záznamové EKG zařízení bylo zvoleno certifikované EKG zařízení BT12 firmy Corscience umožňující záznam až dvanáctisvodového EKG. K dalším specifikacím EKG zařízení BT12 patří vzorkovací frekvence 500 Hz pro každý kanál, šířka pásma 0,05-150 Hz (digitálně řešené), zabudovaná defibrilační ochrana, bateriové napájení pomocí 2 AA baterií, Bluetooth pro připojení k počítači.

Využitím EKG simulátoru s nastavitelnou pevnou hodnotou tepové frekvence pro generování EKG křivky byly zajištěny stejné testovací podmínky pro obě měření a to z hlediska generovaného EKG průběhu a tepové frekvence.

Testování bylo provedeno CT přístroji s označením SOMATOM Definition AS od firmy Siemens. Jako CT vyšetření bylo po konzultaci s radiologickou asistentkou zvoleno skenování břicha s těmito parametry: 120 kV, 10 mAs, CTDIvol 0,81mGy a DLP 36 mGy·cm.

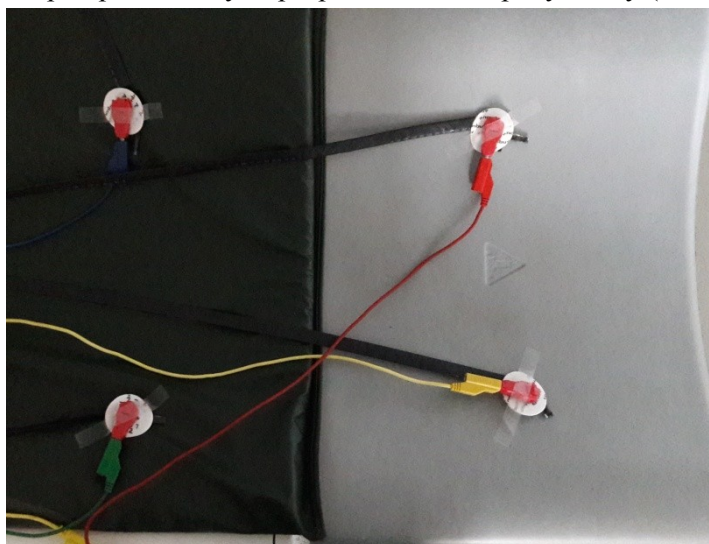
#### 6.6.1 Realizace měření EKG na umělém pacientovi při CT vyšetření

Měřicí řetězec a umělý pacient byl podle návrhu sestaven následujícím způsobem. K EKG simulátoru FC12D byly připojeny nalepovací Ag/AgCl elektrody pomocí klasických vodičů. Tato část řetězce tvořila tzv. umělého pacienta. Ag/AgCl elektrody sloužily jako vysílací část řetězce. Na nalepovací Ag/AgCl elektrody byly napojeny PPy elektrody tak, aby jejich vodivé části byly spolu v kontaktu. Způsob spojení Ag/AgCl a PPy elektrody je znázorněn na Obr. 68.



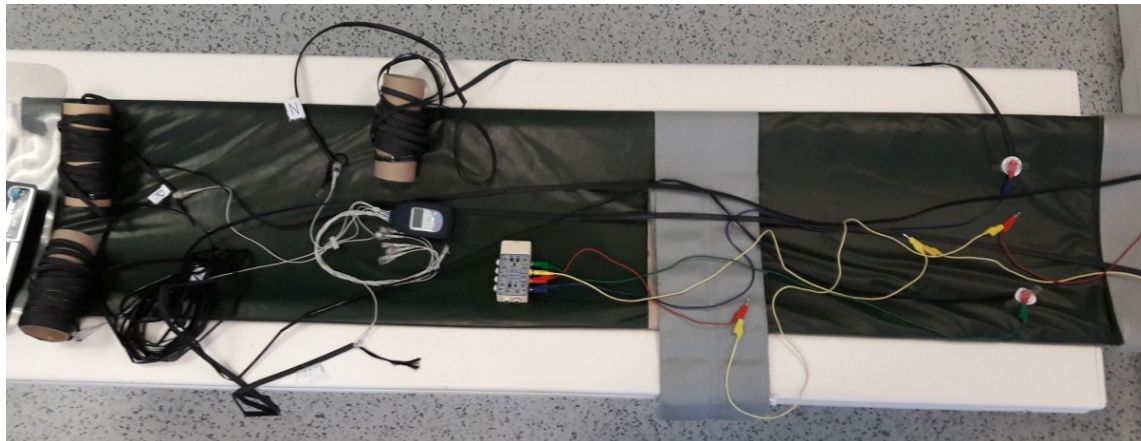
Obr. 68 Spojení Ag/AgCl elektrody a PPy elektrody

Spojené Ag/AgCl elektrody a PPy elektrody byly jako celek přichyceny k patientskému stolu CT přístroje lékařskou lepicí páskou, aby se při posuvu stolu nepohybovaly (viz Obr. 69).



Obr. 69 Rozmístění Ag/AgCl elektrod (umělého pacienta) na patientském stole s připojenými PPy elektrodami a PANI vodiči

PPy elektrody byly pomocí izolovaných PANI vodičů připojeny k záznamovému EKG zařízení BT12. Záznamové EKG zařízení BT12 bylo bezdrátově připojeno k notebooku prostřednictvím technologie Bluetooth. Notebook a záznamové EKG zařízení BT12 byly bateriově napájeny. Zapojení celého měřicího řetězce a umělého pacienta je zobrazen na Obr. 70.



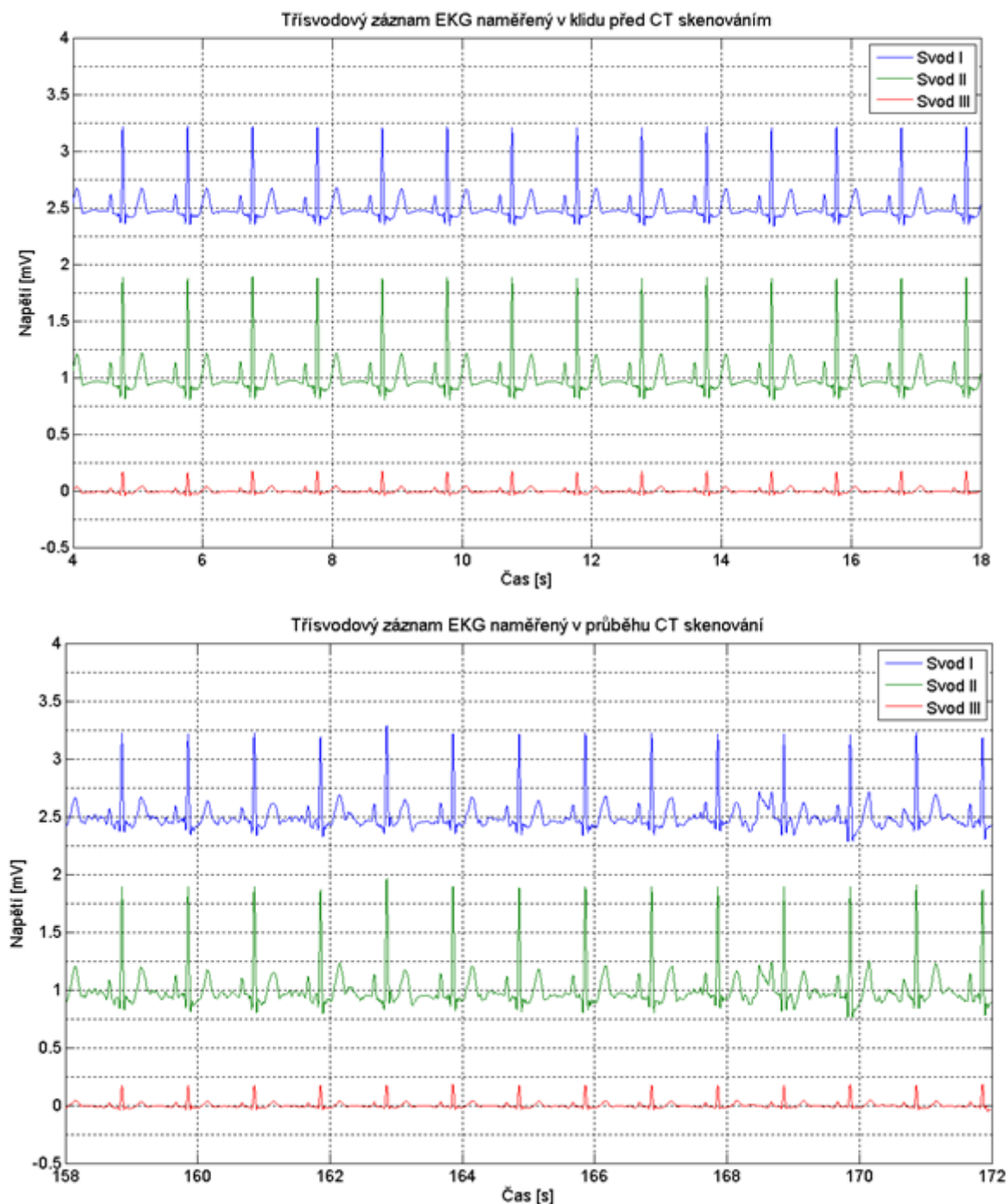
Obr. 70 Ukázka zapojení celého měřicího řetězce a umělého pacienta

Tento způsob zapojení měřicího řetězce a umělého pacienta byl stejný pro obě měření (v klidu a během CT skenování). Pro obě měření byla na EKG simulátoru FC12D nastavena tepová frekvence 1 Hz. Ve skenované oblasti se nacházely pouze Ag/AgCl elektrody s připojenými kovovými vodiči (umělý pacient) a PPy elektrody s připojenými izolovanými PANI vodiči. Oba EKG záznamy (v klidu a během CT skenování) byly naměřeny stejnými PPy elektrodami a PANI vodiči.

### 6.6.2 Výsledky měření EKG na umělém pacientovi při CT vyšetření

Záznamové EKG zařízení BT12 má softwarově řešenou filtraci snímaného signálu a umožňuje export pouze tzv. raw dat bez jakékoliv filtrace. Z toho důvodu musely být všechny naměřené záznamy dodatečně filtrovány, než mohly být dále vyhodnoceny. Po konzultaci s kardiologem MUDr. Jurkem byly záznamy filtrovány pásmovou propustí s frekvenčním rozsahem 1–25 Hz. Důvodem zvolení takového frekvenčního rozsahu bylo ponechání pouze užitečného signálu, který nese hlavní informaci, s ohledem na čitelnost EKG křivky a stabilizace izoliny. Pro srovnání a porovnání třísvodového EKG záznamu naměřeného během CT vyšetření PPy elektrodami a PANI vodiči s třísvodovým EKG záznamem naměřeným před CT vyšetřením (v klidu) také PPy elektrodami a PANI vodiči bylo na základě konzultace přistoupeno k výpočtům korelačního koeficientu, střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chyby (MAE) pro jednotlivé svody. Dále byly pro porovnání a srovnání obou záznamů vykresleny Bland-Altmanovy grafy, boxploty a výkonová frekvenční spektra pro všechny svody. Při všech výpočtech a grafech byly použity stejné časové úseky EKG (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného v klidu a během CT vyšetření.

Na Obr. 71 jsou zobrazeny průběhy třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených na umělém pacientovi PPy elektrodami a PANI vodiči před (v klidu) a během CT vyšetření (skenování). U obou EKG záznamů byl průběh svodu I posunut o +2,5 mV, průběh svodu II o +1 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny. Příslušné svody byly záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.

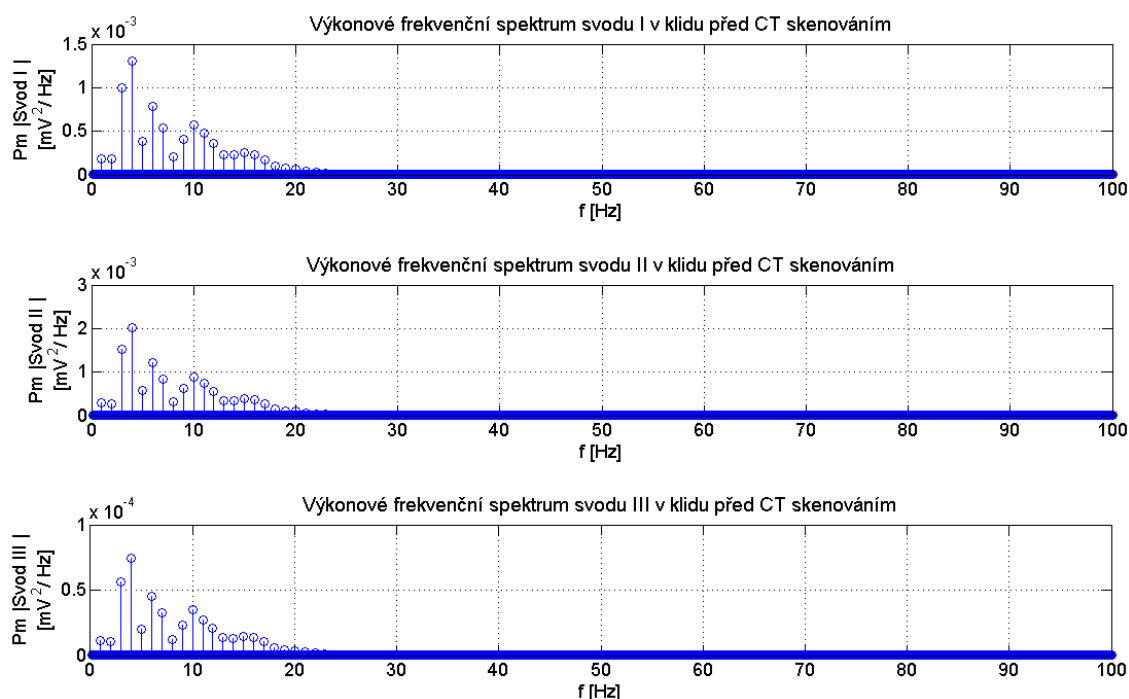


Obr. 71 Třísvodové EKG záznamy (filtrované pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřené na umělém pacientovi PPy elektrodami a PANI vodiči před (v klidu) a během CT vyšetření (skenování)

Z naměřených průběhů třísvodových EKG záznamů je patrná jejich vzájemná shodnost. Ve všech svodech EKG záznamu naměřeném v průběhu CT vyšetření je jasně detekovatelná EKG křivka včetně jednotlivých částí (např. QRS komplex, P vlna, T vlna). Na druhou stranu jsou v tomto záznamu obsažené mírné pohybové artefakty způsobené pohybem vrstvy na rozhraní elektrolyt-Ag/AgCl elektroda a rozhraní elektrolyt-PPy elektroda, ačkoliv byly elektrody pevně přilepeny k patientskému stolu. Pohyb stolu při vyšetření způsobil nepatrný pohyb těchto rozhraní

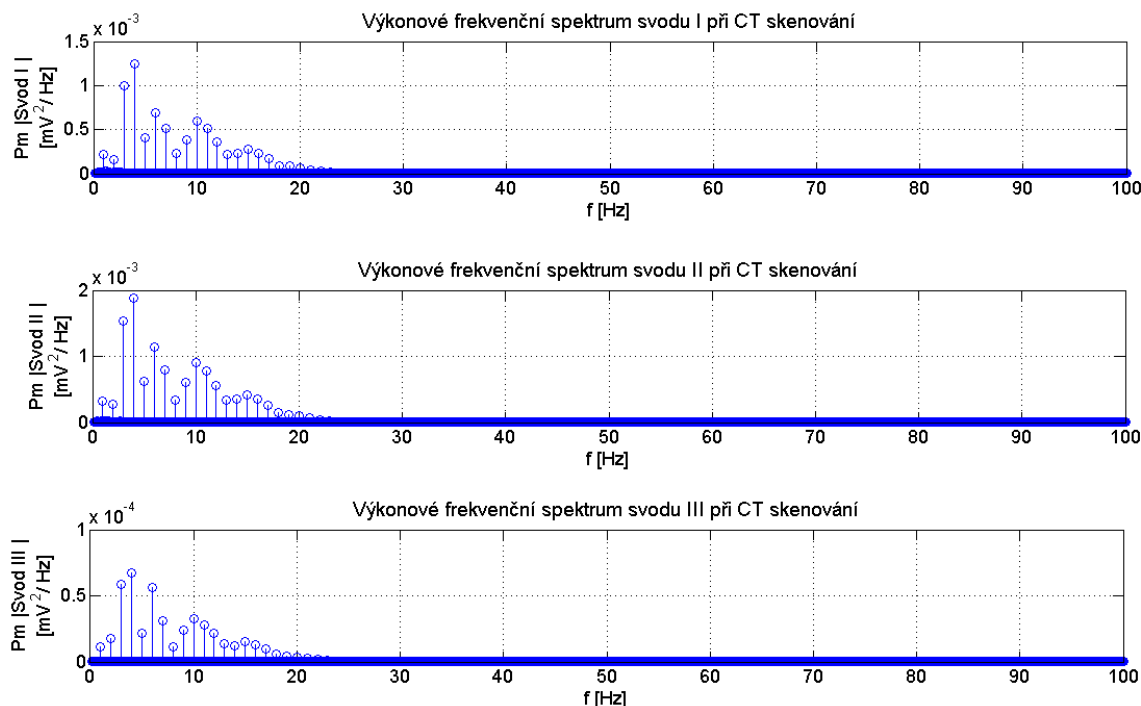
a tvorbu artefaktů. Vhodnou filtrací se podařilo ustálit izolinii. Pohybové artefakty se projevují v signálu jako mírné zarušení (zašumění) úseků, které by měl být izoelektrické a vodorovné. Ve svodu I a II pouze v čase 168–170 s způsobil tento pohybový artefakt výraznější deformaci vlny P oproti ostatním svodům. Ačkoliv jsou v EKG záznamu naměřeném během CT skenování přítomny mírné pohybové artefakty, tak tyto artefakty nesnižují jeho čitelnost. Na žádném svodu EKG záznamu naměřeném během CT skenování není patrné, že by EKG signál byl ovlivněn právě CT skenováním s ohledem na porovnání tohoto záznamu s EKG záznamem, který byl naměřen před CT skenováním.

Na Obr. 72 a Obr. 73 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného před (v klidu) a během CT vyšetření (skenování).



Obr. 72 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného před CT vyšetřením





Obr. 73 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřeného při CT skenování

Také výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu naměřeného při CT skenování nevykazují vznik artefaktů a jejich zanesení do výkonového frekvenčního spektra s ohledem na porovnání s výkonovými frekvenčními spektry jednotlivých svodů EKG záznamu naměřeného před CT skenováním. Z hlediska výsledného tvaru jednotlivých výkonových spekter můžeme usoudit, že se jednotlivá výkonová frekvenční spektra EKG záznamu naměřeného při CT skenování téměř shodují s výkonovými frekvenčními spektry EKG záznamu naměřeného před CT skenování (v klidu). Mírné rozdíly mezi danými výkonovými frekvenčními spektry jsou způsobeny výskytem pohybových artefaktů, které se přenesly do výkonových frekvenčních spekter EKG záznamu naměřeného při CT skenování.

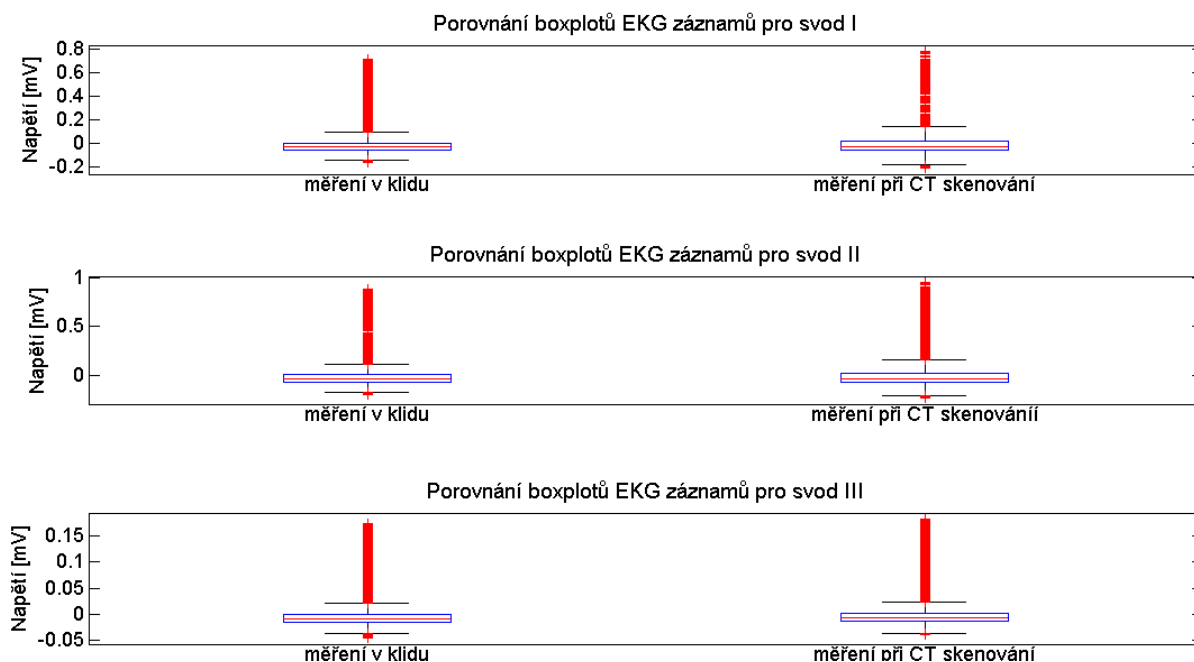
Výsledky vypočtených korelačních koeficientů, středních kvadratických chyb (MSE), odmocnin ze středních kvadratických chyb (RMSE) a středních absolutních chyb (MAE) pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-25 Hz) naměřených před a během CT skenování jsou uvedeny v Tab. 8

Tab. 8 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených PPY elektrodami a PANI vodiči na umělém pacientovi před (v klidu) a během CT skenování

Svod	Korelační koeficient [-]	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,9511	0,0018	0,0422	0,0294
II	0,9644	0,0016	0,0401	0,0285
III	0,9718	$5,417 \cdot 10^{-5}$	0,0074	0,0053

V ideálním případě by výsledky MSE, RMSE a MAE měly být rovny nule. Vypočtené hodnoty MSE, RMSE a MAE poukazují na vysokou shodnost všech svodů EKG záznamů naměřených před a během CT skenování, jelikož se všechny hodnoty blíží k nule. To je potvrzeno také vysokými korelačními koeficienty, které se pro jednotlivé svody pohybují v rozmezí od 0,95 do 0,97. Korelační koeficient o hodnotě 1 značí silnou závislost dvou signálů (souborů dat) neboli lze říci, že tyto dva signály (soubory dat) se shodují. Největší shody dosahují EKG záznamy pro svod III, kde je korelační koeficient roven 0,9718 a hodnoty MSE, RMSE a MAE jsou téměř nulové.

Na Obr. 74 jsou vykresleny boxploty jednotlivých svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-25 Hz) naměřených před a při CT skenování.



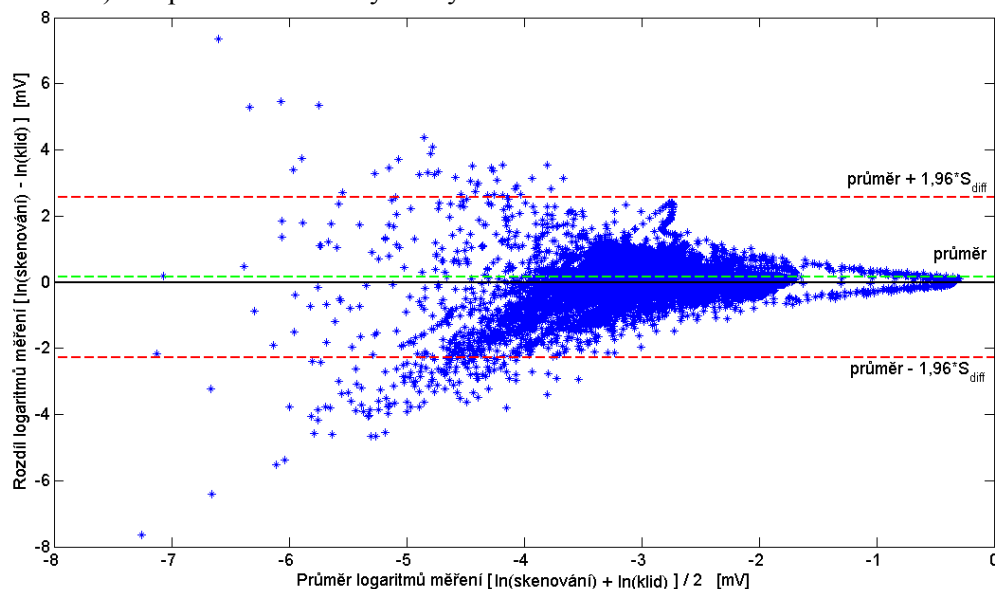
Obr. 74 Porovnání boxplotů jednotlivých svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-25 Hz) naměřených před (v klidu) a při CT skenování

Na základě vykreslených boxplotů lze z hlediska rozložení a rozptýlů jednotlivých hodnot od mediánu (popřípadě střední hodnoty) usoudit, že se jednotlivé svody EKG záznamu naměřeného při CT skenování výrazně neliší od jednotlivých svodů EKG záznamu naměřeného před CT skenováním (v klidu). Mírné rozdíly mohou být způsobeny přítomností pohybových artefaktů v EKG záznamu naměřeném při CT skenování.

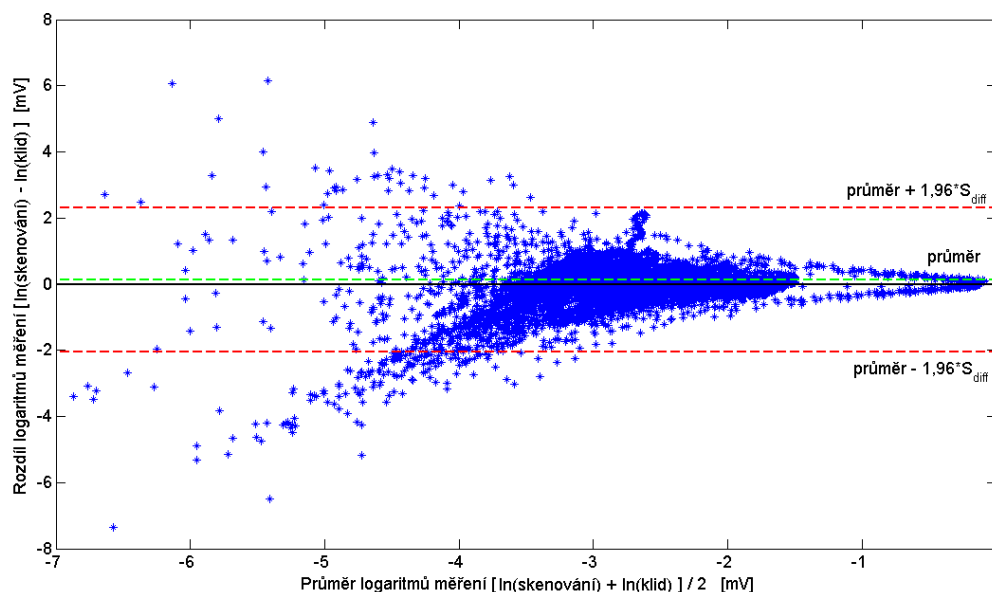
Bland-Altmanovy grafy jednotlivých porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování jsou zobrazeny na Obr. 75 pro svod I, Obr. 76 pro svod II a Obr. 77 pro svod III. Jelikož při běžném vykreslení Bland-Altmanova grafu se u všech svodů vyskytovala tzv. proporcionální chyba (hodnoty se vyskytovaly v trendu), musely být naměřené hodnoty logaritmicky transformovány a grafy tedy převedeny do logaritmické podoby. Na vodorovnou osu se vynesly průměry logaritmů měření pro dané páry dat a na svislou osu rozdílů logaritmů měření pro dané páry dat. Průměrná hodnota všech rozdílů logaritmů měření je v grafu vyznačena zelenou přerušovanou čarou. Limity shody jsou vyznačeny přerušovanými červenými čarami. Jedna limita shody byla vypočtena jako hodnota průměru všech rozdílů logaritmů měření zvýšena o určitý násobek (1,96) směrodatné odchylky rozdílů logaritmů měření. Druhá limita byla vypočtena jako hodnota průměru všech rozdílů logaritmů měření snížena



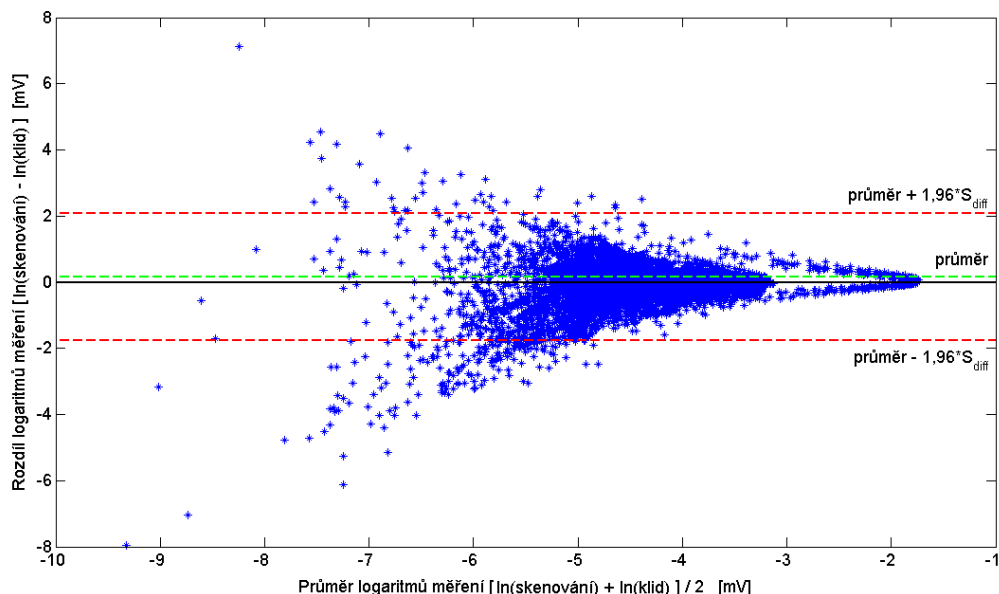
o určitý násobek (1,96) směrodatné odchylky rozdílů logaritmů měření. Nulová linie je zaznačena černou přímkou. V ideálním případě by měl být průměr rozdílů logaritmů měření nulový a všechny vynesené body by měly oscilovat okolo nulové linie (popřípadě kolem průměru všech rozdílů logaritmů měření) a nepřekračovat limity shody.



Obr. 75 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování



Obr. 76 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování



Obr. 77 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–25 Hz) naměřených před (v klidu) a během CT skenování

Ve všech Bland-Altmanových grafech pro dané svody se vyskytla heteroskedasticita diferencí, při které dochází ke změně rozptylu rozdílů dvou měření v závislosti na jejich průměru. Na druhou stranu většina vynesených hodnot rozdílů logaritmu měření osciluje kolem průměru rozdílů logaritmu měření a nepřekračuje limity shody. Průměr rozdílů logaritmu měření je ve všech svodech velmi malý (téměř nulový) a blíží se nulové linii, konkrétně pro svod I je průměr rozdílů logaritmu měření roven 0,1513 mV, pro svod II je roven 0,1303 mV a pro svod III je jeho hodnota 0,1535 mV. Hodnoty, které překročily limity shody, mohly být způsobeny právě pohybovými artefakty. Z vykreslených Bland-Altmanových grafů tak lze potvrdit vyšší shodnost naměřených dat v jednotlivých svodech EKG záznamů naměřených před (v klidu) a během CT skenování.

Z naměřených průběhů EKG záznamů, vypočtených korelačních koeficientů, MSE, RMSE a MAE, vykreslených frekvenčních spekter, boxplotů a Bland-Altmanových grafů je patrné, že třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu CT skenování je, až na malé odlišnosti (rozdíly) shodný ve všech svodech s třísvodovým EKG záznamem, který byl naměřen před CT skenováním. Tyto odlišnosti jsou způsobeny pravděpodobně výskytem mírných pohybových artefaktů na rozhraních elektrolyt-Ag/AgCl elektroda a elektrolyt-PPy elektroda vytvořené pohybem stolu při skenování. Dále je také ze všech výsledků zřejmé, že CT skenování nemělo vliv na kvalitu snímaného a přenášeného třísvodového EKG signálu naměřeného PPy elektrodami a PANI vodiči.

## 7 Návrh, realizace a testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření

V klinické praxi často dochází k potřebě urgentního kontinuálního snímání EKG pacienta (např. po autonehodě) indikovaného na RTG vyšetření. V takovém případě nelze konvenční nalepovací Ag/AgCl elektrody a vodiče pro měření EKG sundat, anebo se sundají jenom vodiče a elektrody se nechají přilepené na pacientovi. Konvenční nalepovací Ag/AgCl elektrody (i jejich vodiče) vytvářejí na RTG snímku typické kovové artefakty, které znemožňují zviditelnění struktur umístěných pod elektrodami. Snižují tak diagnostickou hodnotu RTG snímků. To samé platí také pro klasické kovové vodiče. Z toho důvodu bylo přistoupeno k testování polymerových elektrod a svodů z hlediska výskytu obrazových artefaktů na RTG snímku. Jako referenční elektrody byly zvoleny klasické nalepovací Ag/AgCl elektrody s klasickými kovovými vodiči.

Testovacím subjektem nemohl být zvolen dobrovolník, neboť při RTG vyšetření je dotyčná osoba ozářena škodlivým rentgenovým zářením, jehož dávka nesmí v součtu s dalšími dávkami ionizujících záření přesáhnout hodnotu předepsanou na rok. Kvůli zdlouhavému jednání s vedením nemocnic (podepsání smluv, schválení etikou komisí atd.) o umožnění realizace testování na pacientech, kteří jsou již z určitého důvodu indikováni na RTG vyšetření, muselo být přistoupeno k alternativnímu řešení. Alternativní řešení spočívalo ve zvolení zvířete jako testovacího subjektu pro realizaci testování elektrod a svodů z hlediska obrazových artefaktů na RTG snímku.

Na základě konzultace s veterinářem byl proveden příslušný RTG snímek zvířete (kočky) v narkóze. RTG vyšetření testovacího subjektu (kočky) bylo provedeno na RTG přístroji s označením POLYMOBIL 10 od firmy Siemens.

### 7.1 Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření

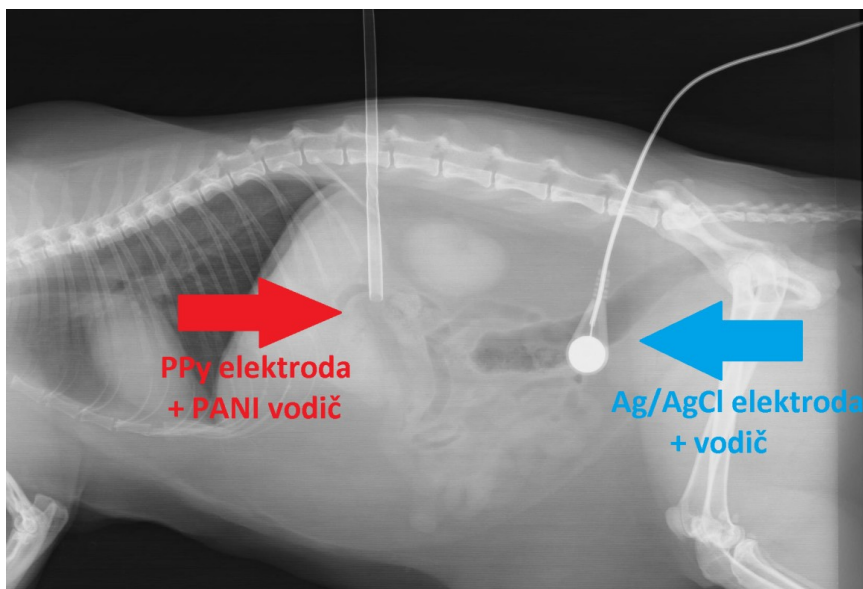
Na testovací subjekt (kočku) byly umístěny klasická Ag/AgCl elektroda s připojeným vodičem a v dostatečné vzdálenosti také PPy elektroda s izolovaným PANI vodičem. PPy elektrody byly přichyceny k testovacímu subjektu textilní náplastí. Rozmístění elektrod a vodičů na testovacím subjektu je zobrazeno na Obr. 78. Pro vytvoření snímku byly na RTG přístroji nastaveny tyto parametry: 81 kV a 5 mAs



Obr. 78 Rozmístění PPy elektrody s připojeným izolovaným PANI vodičem a nalepovací Ag/AgCl elektrodou s připojeným klasickým kovovým vodičem.

## 7.2 Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů při RTG vyšetření

Na Obr. 79 je zobrazen RTG snímek zvířete (kočky) s umístěnou PPy elektrodou s připojeným PANI vodičem (červená šipka) a Ag/AgCl elektrodou s připojeným klasickým kovovým vodičem (modrá šipka).



Obr. 79 RTG snímek testovacího subjektu (kočky) s přiloženou PPy elektrodou s připojeným PANI vodičem (červená šipka) a přiloženou Ag/AgCl elektrodou s připojeným klasickým kovovým vodičem (modrá šipka).

Na výsledném RTG snímku jsou patrné kovové artefakty způsobené nalepovací Ag/AgCl elektrodou s připojeným kovovým vodičem, které znemožňují detekci struktur umístěných pod Ag/AgCl elektrodou a kovovým vodičem. Na druhou stranu polymerová elektroda a vodič nezpůsobily obrazové artefakty. PPy elektroda není na snímku zcela vidět. Pouze je na snímku patrný stín způsobený izolací PANI vodiče. Tento stín je však průhledný a nebrání v detekci struktur umístěných pod tímto vodičem a izolací. Je to zřejmé hlavně na rozhraní kdy vodič přechází z těla testovacího subjektu na podložku. Průhledná izolace polymerového vodiče také poukazuje na nezpůsobení obrazového artefaktu samotného PANI vodiče, který je průsvitný stejně jako PPy elektroda. Ačkoliv izolace PANI vodiče vytváří mírný stín, tak polymerová elektroda (PPy) s izolovaným polymerovým vodičem (PANI) nevytváří obrazové artefakty a nesnižují diagnostickou hodnotu RTG snímku.

## **8 Návrh realizace a testování PPy elektrod a PANI svodů při MRI vyšetření**

Snímání EKG signálu v průběhu MRI vyšetření se v praxi využívá především v případech, kdy je nezbytně nutné monitorovat EKG křivku pacienta (např. v bezvědomí), která je určujícím faktorem pro stanovení stavu pacienta např. zástava srdce, zvýšení a snížení tepové frekvence atd. Na základě takto naměřené EKG křivky se ošetřující personál může rozhodnout, zda je potřeba přerušit MRI vyšetření a zahájit nezbytné úkony k odvrácení nebezpečného stavu pacienta. Např. zahájit resuscitaci pacienta v případě srdeční zástavy. Některé MRI kompatibilní EKG elektrody a vodiče mohou způsobit v určité míře také vznik obrazových artefaktů na MRI snímcích, které snižují jejich diagnostickou hodnotu. Všeobecným problémem při měření EKG v průběhu MRI vyšetření je indukce nechtěných potenciálů (rušení) přímo do snímaného EKG signálu a vznik signálových artefaktů (rušení) v EKG křivce.

Z těchto důvodů bylo požadavkem otestovat polymerové elektrody a svody, zda umožňují snímat a přenášet EKG signál během MRI vyšetření a nevytvářejí artefakty na MRI snímcích. Postup testování polymerových elektrod a svodů při MRI vyšetření byl rozdělen na dvě části. Kvůli zdoluhavému jednání s vedením nemocnic (podepsání smluv, schválení etickou komisí atd.) o umožnění realizace testování na pacientech muselo být přistoupeno k měření na dobrovolnících.

První část byla navržena jako měření třísvodového EKG z hrudníku polymerovými elektrodami a svody na jednom dobrovolníkovi před a během vyšetření na MRI. Jako referenční EKG bylo zvoleno třísvodové EKG naměřené polymerovými elektrodami a svody těsně před MRI vyšetřením.

Druhá část byla navržena jako měření třísvodového EKG z hrudníku polymerovými elektrodami a svody na skupině dobrovolníků před a během MRI vyšetření zaměřeného na srdce. Jako referenční EKG (pro každý testovací subjekt) bylo zvoleno třísvodové EKG naměřené polymerovými elektrodami a svody těsně před MRI vyšetřením.

Kontinuální snímání EKG polymerovými elektrodami i svody a zároveň konvenčními MRI kompatibilními elektrodami i svody nebylo možné provést u obou testování, jelikož software EKG záznamových zařízení používaných na MRI v nemocnicích, ve kterých byly měření realizovány, neumožňoval přístup k naměřeným hodnotám v podobě tzv. raw dat a tedy nebylo možné jejich další zpracování a vyhodnocení. Software umožňoval pouze přístup k již zpracovaným a vykresleným EKG křivkám a to pouze pro náhled, ale nikoliv pro editaci.

### **8.1 Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolníkovi při vyšetření na MRI**

Pro prvotní testování polymerových elektrod a svodů bylo zvoleno měření třísvodového EKG z hrudníku na dobrovolníkovi, který podstoupil MRI vyšetření mozku. Jako referenční EKG záznam pro porovnání EKG naměřeného během MRI vyšetření bylo po konzultaci s vedoucím diplomové práce navrženo snímání třísvodového EKG z hrudníku stejnými polymerovými elektrodami a vodiči těsně před MRI vyšetřením a to vleže. Měření EKG před MRI vyšetřením bylo navrženo vleže z toho důvodu, aby tyto podmínky byly stejné jako měření EKG během MRI vyšetření, při kterém pacient leží na patientském stole. Obě měření EKG byly navrženy a provedeny se stejným rozložením a umístěním elektrod.

Rozložení a umístění elektrod bylo navrženo tak, aby dvě elektrody byly umístěny na pravý a levý prsní sval blíže k příslušné podklíčkové krajině (na každé straně pouze jedna elektroda) a zbylé dvě elektrody do oblasti mezi kyčelní kostí a hrudníkem na levé a pravé straně těla. Pro uchycení elektrod na určená místa těla bylo využito hrudních pásů vyrobených z pryžových škrťících obinadel ESMARCH, ke kterým byly elektrody upínány pomocí suchých zipů.

Jako záznamové EKG zařízení bylo zvoleno certifikované EKG zařízení BT12 firmy Corscience umožňující záznam až dvanáctisvodového EKG. K dalším specifikacím EKG zařízení BT12 patří vzorkovací frekvence 500 Hz pro každý kanál, šířka pásma 0,05-150 Hz (digitálně řešené), zabudovaná defibrilační ochrana, bateriové napájení pomocí 2 AA baterií, Bluetooth pro připojení k počítači.

Na základě konzultace s radiologickým asistentem a hlavně v závislosti na indikaci dobrovolníka byly provedeny nejdříve sekvence zaměřené na oblast hlavy a poté 2 sekvence zaměřené na oblast hrudníku, kde byly umístěny polymerové elektrody a svody. K sekvencím zaměřeným na oblast hlavy patří Ax T2 PROPELLER ( $T_R$ : 6800,  $T_E$ : 112/Ef), Ax T2 FLAIR PROPELLER ( $T_R$ : 8000,  $T_E$ : 143/Ef,  $T_I$ : 2000), O-Ax T1 SE ( $T_R$ : 500,  $T_E$ : 9/Fr), O/Ax DWI 1000b ( $T_R$ : 8000,  $T_E$ : 81,1/FE), Sag FLAIR CUBE ( $T_R$ : 6000,  $T_E$ : 121/Ef,  $T_I$ : 1876). Sekvence zaměřené na oblast hrudníku jsou 3 plane Loc SSFSE BH ( $T_R$ : 1177,  $T_E$ : 81,9/Ef), Sag T2 TH ( $T_R$ : 7150,  $T_E$ : 93/Ef). MRI vyšetření bylo provedeno na 1,5 T MRI přístroji s označením SIGNA od firmy GE Healthcare.

### **8.1.1 Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolníkovi při MRI**

Měřicí řetězec pro naměření třísvodového EKG PPy elektrodami a PANI vodiči na hrudníku dobrovolníka před a během MRI vyšetření byl sestaven podle návrhu zapojení následujícím způsobem. Čtyři PPy elektrody byly pomocí dvou hrudních pásů přichyceny na tělo dobrovolníka tak, že dvě PPy elektrody byly umístěny na pravý a levý prsní sval blíže k příslušné podklíčkové krajině (na každé straně pouze jedna elektroda) a zbylé dvě PPy elektrody do oblasti mezi kyčelní kostí a hrudníkem na levé a pravé straně těla. Způsob umístění PPy elektrod s připojenými izolovanými PANI vodiči je zobrazen na Obr. 80.



Obr. 80 Dobrovolník s nasazenou hlavovou cívkou a rozmístěnými PPy elektrodami a připojenými PANI vodiči před MRI vyšetřením

Všechny izolované PANI vodiče, které byly napevno připojené k příslušným PPy elektrodám, byly vyvedeny pomocí kabelového tunelu do řídicí místnosti. V řídicí místnosti byly na příslušné PANI vodiče připojeny příslušné přírodní vodiče záznamového EKG zařízení BT12. Záznamové EKG zařízení BT12 bylo bezdrátově připojeno k notebooku prostřednictvím technologie Bluetooth. Notebook a záznamové EKG zařízení BT12 byly bateriově napájeny. Obě měření EKG byly provedeny vleže se stejným rozložením a umístěním elektrod a stejnými PPy elektrodami a PANI vodiči. Z důvodu zajištění odpovídající kvality vyšetření a MRI snímků byla použita hlavová cívka.

### **8.1.2 Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů na dobrovolnících při MRI**

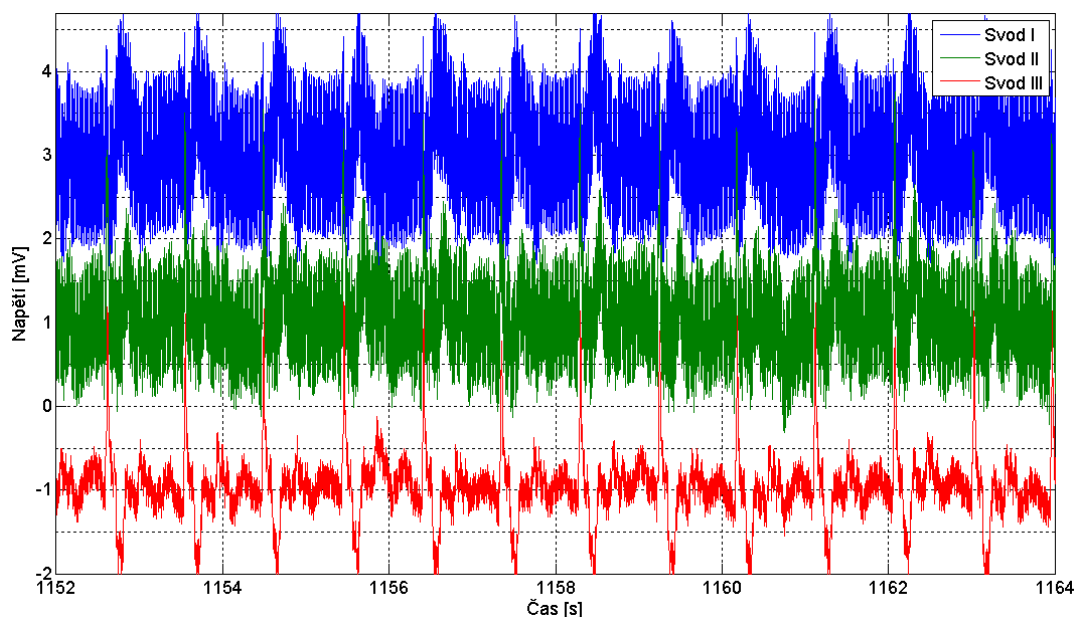
Záznamové EKG zařízení BT12 má softwarově řešenou filtraci snímaného signálu a umožňuje export pouze tzv. raw dat bez jakékoliv filtrace. Z toho důvodu musely být všechny naměřené záznamy dodatečně filtrovány, než mohly být dále vyhodnoceny. Po konzultaci s kardiologem MUDr. Jurkem byly všechny záznamy filtrovány pásmovou propustí s frekvenčním rozsahem 1-20 Hz. Důvodem zvolení takového frekvenčního rozsahu bylo odfiltrování rušivých složek signálu indukovaných při daných sekvencích a ponechání pouze frekvenčního pásma užitečného signálu, který nese hlavní informaci, s ohledem na čitelnost EKG křivky a stabilizace izolinie. Rušení se indukovalo nejen na vyšších frekvencích spektra EKG signálu (cca od 50 Hz a výš), ale také do frekvenčního pásma užitečného signálu. Zvolením výše uvedené pásmové propusti se podařilo odfiltrovat rušení na vyšších frekvencích. Rušení indukované do frekvenčního pásma užitečného signálu nebylo možné odfiltrovat bez snížení kvality výsledného EKG signálu, proto bylo zvoleno odfiltrování rušivých složek signálu alespoň na vyšších frekvencích výše zmíněnou pásmovou propustí. Pro lepší představu, jak vypadal původní měřený EKG signál s indukovaným rušením, jsou u všech sekvencí vykresleny nefiltrované EKG průběhy ze stejného časového úseku jako vykreslené EKG průběhy filtrované pásmovou propustí 1-20 Hz. Pro vyhodnocení a porovnání naměřených EKG signálů byly použity pouze EKG signály filtrované výše zmíněnou pásmovou propustí.

Pro srovnání a porovnání třísvodových EKG záznamů naměřených během jednotlivých MRI sekvencí s třísvodovým EKG záznamem naměřeným (v klidu) před MRI vyšetřením bylo na základě konzultace přistoupeno k výpočtům střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chyby (MAE) pro jednotlivé svody. V ideálním případě by hodnoty výsledků MSE, RMSE a MAE měly být rovny nule. Dále byly pro porovnání a srovnání obou záznamů vykresleny Bland-Altmanovy grafy a výkonová frekvenční spektra pro všechny svody.

Bland-Altmanovy grafy jednotlivých porovnávaných svodů EKG záznamů naměřených před MRI skenováním a při jednotlivých MRI sekvencích se nemusely logaritmicky transformovat a byly vykresleny běžným způsobem. Na vodorovnou osu se vynesly průměry měření pro dané páry dat a na svislou osu rozdíly měření pro dané páry dat. Průměrná hodnota všech rozdílů měření je v grafech vyznačena zelenou přerušovanou čarou. Limity shody jsou vyznačeny přerušovanými červenými čarami. Jedna limita shody byla vypočtena jako hodnota průměru všech rozdílů měření zvýšena o určitý násobek (1,96) směrodatné odchylky rozdílů měření. Druhá limita byla vypočtena jako hodnota průměru všech rozdílů měření snížena o určitý násobek (1,96) směrodatné odchylky rozdílů měření. Nulová linie je zaznačena černou přímkou. V ideálním případě by měl být průměr rozdílů měření nulový a všechny vynesené body by měly oscilovat okolo nulové linie (popřípadě kolem průměru všech rozdílů měření) a nepřekračovat limity shody.

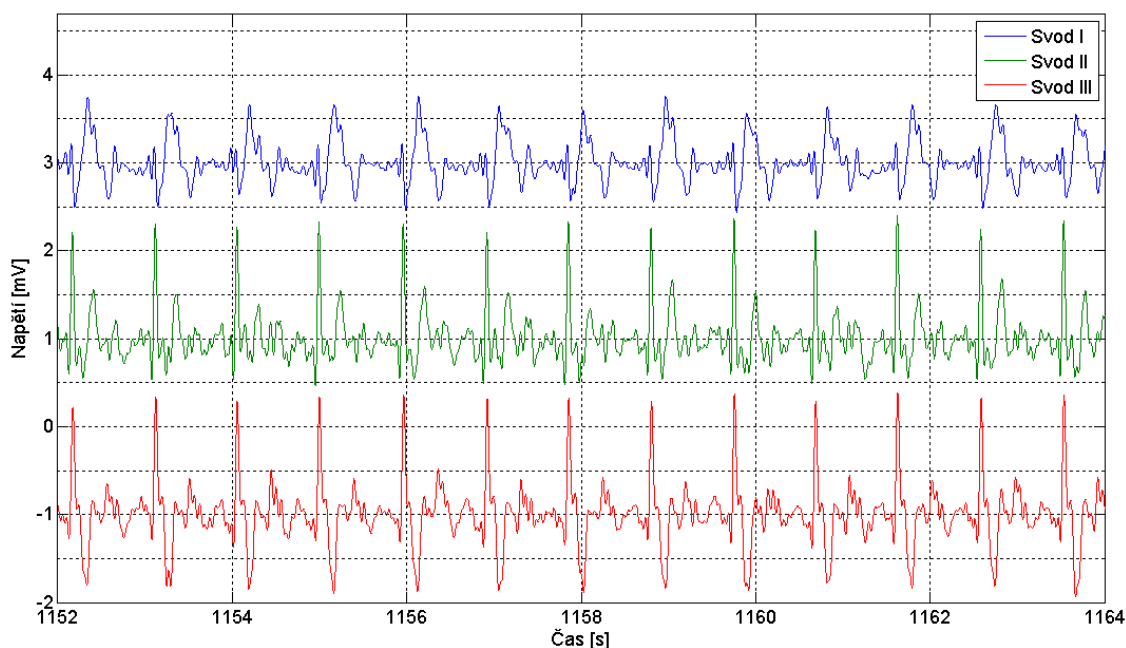


Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený před MRI vyšetřením (v klidu) je zobrazen na Obr. 81. Průběh svodu I je posunut o +3 mV, svodu II o +1 mV a svodu III o -1 mV.



Obr. 81 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v klidu před MRI vyšetřením

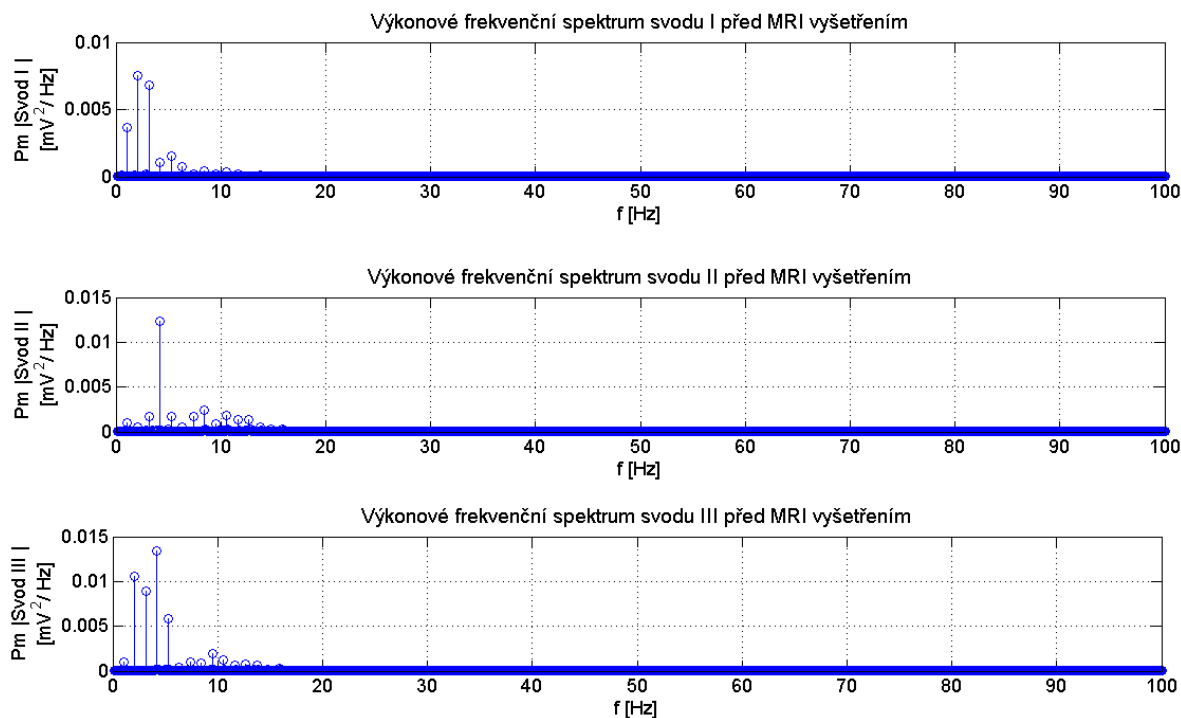
Na Obr. 82 je zobrazen průběh třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1-20 Hz) naměřeného před MRI vyšetřením (v klidu). Průběh svodu I je posunut o +3 mV, svodu II o +1 mV a svodu III o -1 mV. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 82 Třísvodový EKG záznam naměřený v klidu před MRI vyšetřením, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

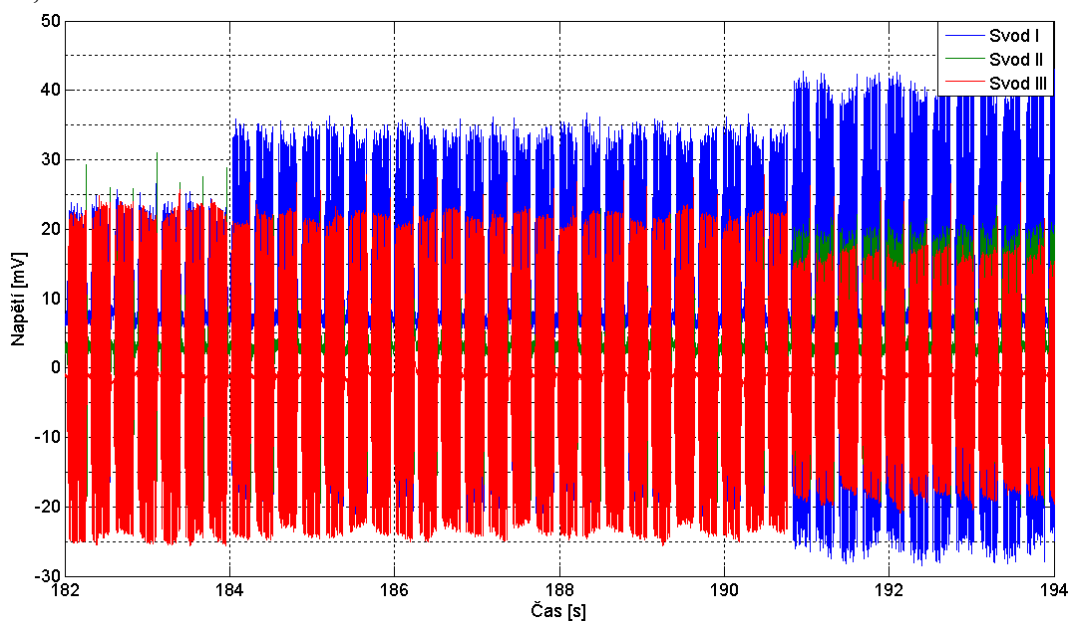


Na Obr. 83 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v klidu před MRI vyšetřením.



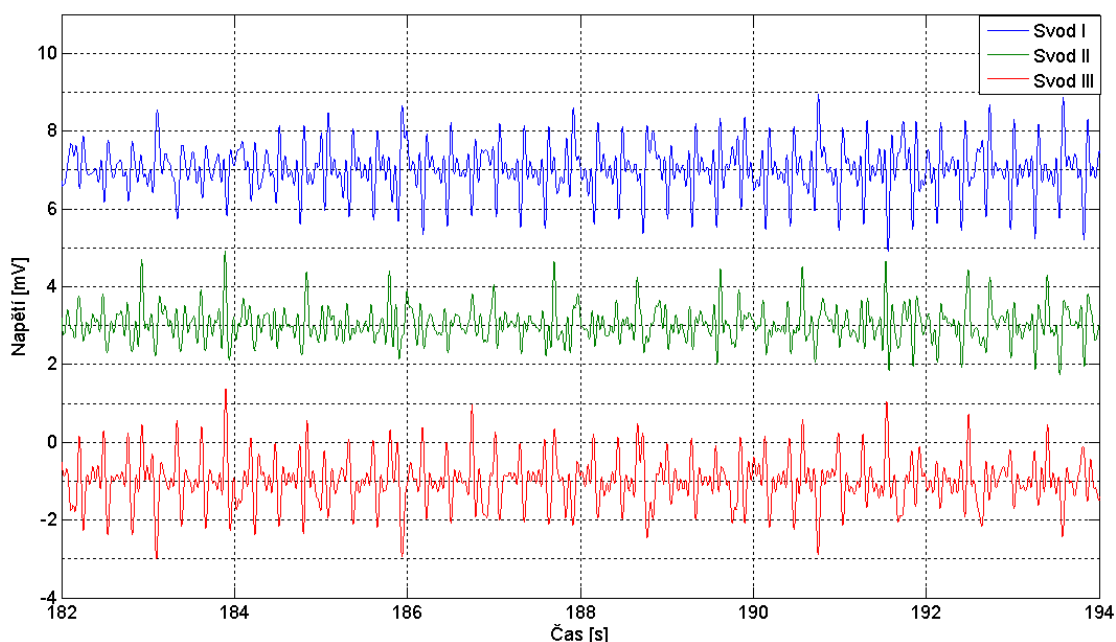
Obr. 83 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v klidu před MRI vyšetřením

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER je zobrazen na Obr. 84. Průběh svodu I je posunut o +7 mV, svodu II o +3 mV a svodu III o –1 mV.



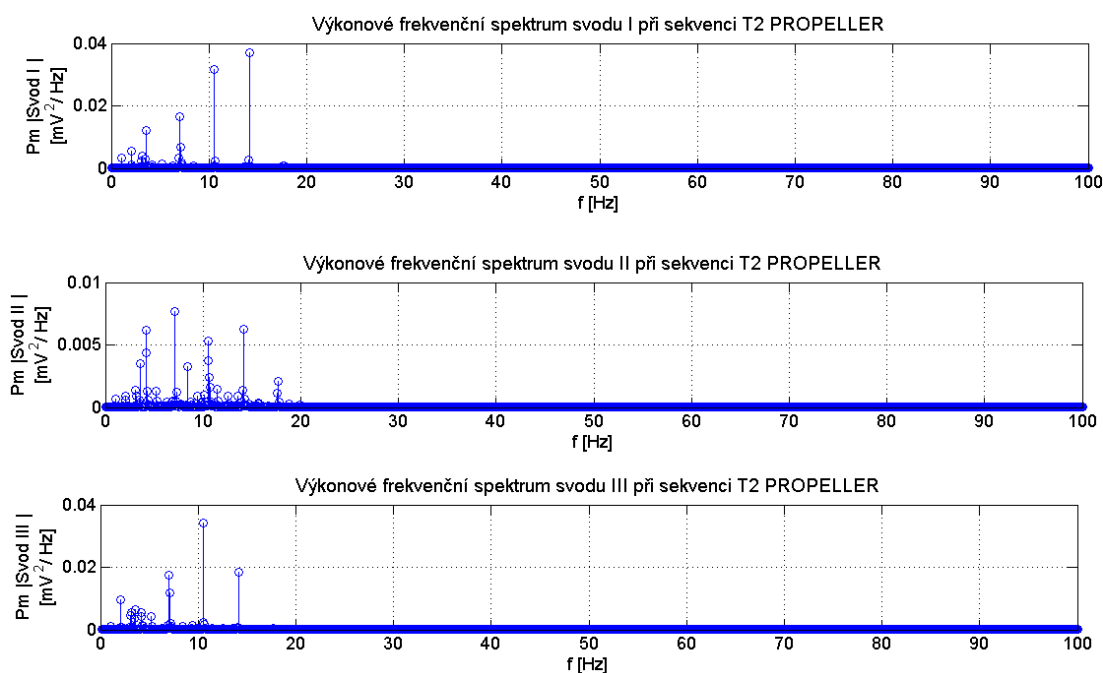
Obr. 84 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER

Třísvodový EKG záznam (filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER je zobrazen na Obr. 85. Průběh svodu I je posunut o +7 mV, svodu II o +3 mV a svodu III o –1 mV. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 85 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Na Obr. 86 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER.



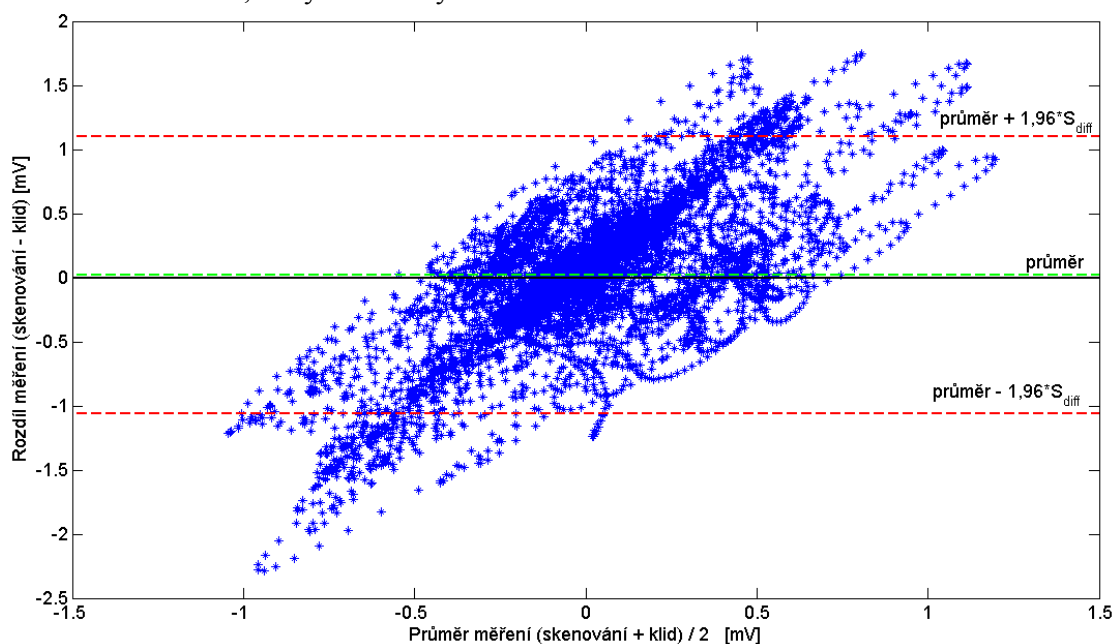
Obr. 86 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 PROPELLER jsou uvedeny v Tab. 9.

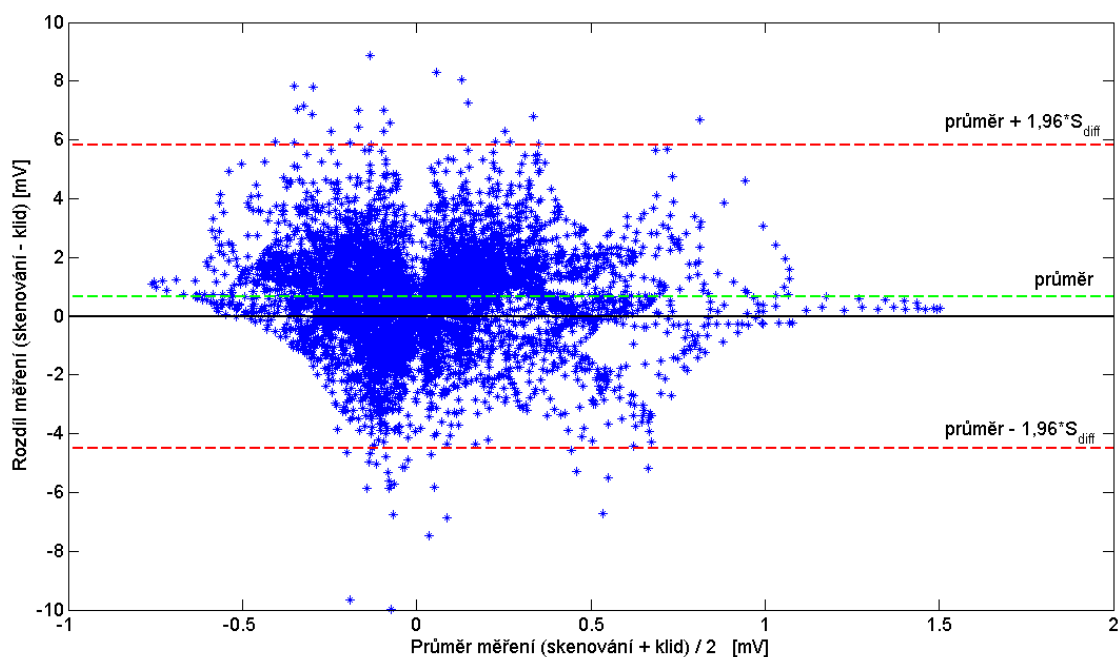
Tab. 9 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 PROPELLER

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,3045	0,5518	0,3999
II	0,2230	0,4722	0,3411
III	0,3558	0,5965	0,4294

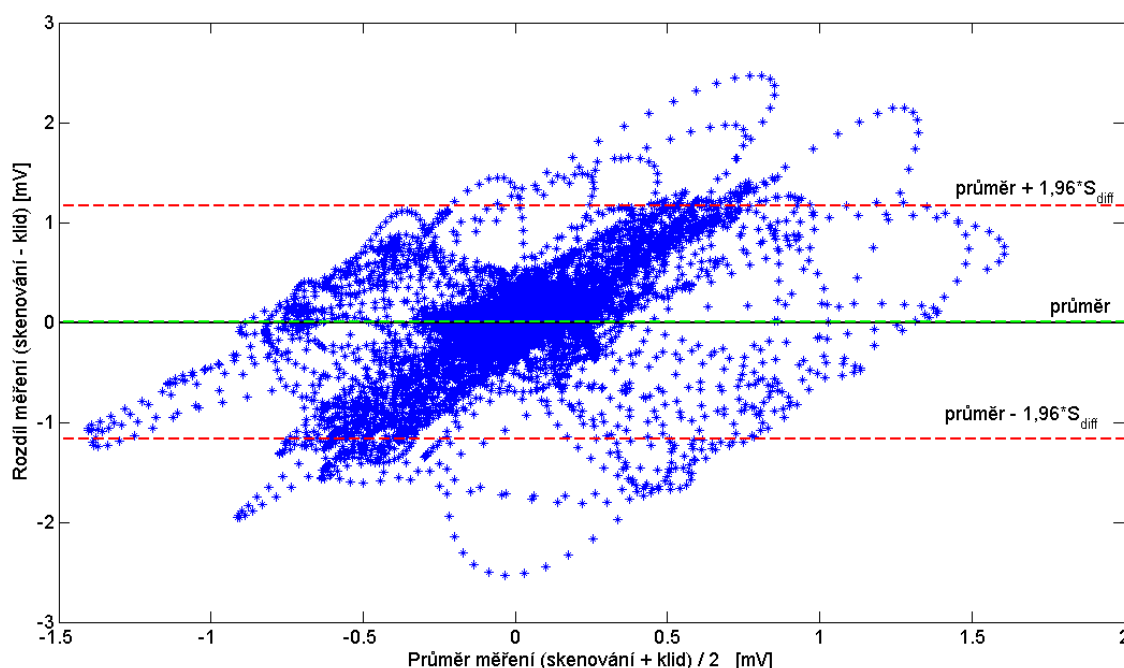
Bland-Altmanovy grafy jednotlivých porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 PROPELLER jsou zobrazeny na Obr. 87 pro svod I, Obr. 88 pro svod II a Obr. 89 pro svod III. Ačkoliv vynesené hodnot v grafech pro svody I a III vytvářejí trend, nebyly logaritmicky transformovány, aby se mohly porovnávat se svodem II, který trend nevytváří.



Obr. 87 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování)



Obr. 88 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování)

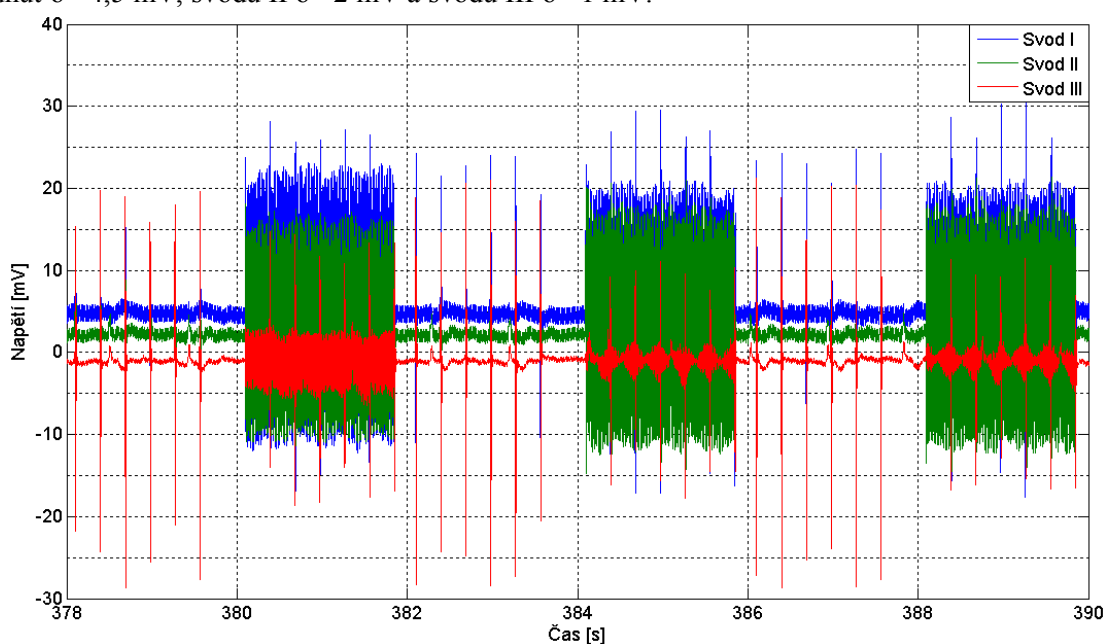


Obr. 89 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 PROPELLER (skenování)

Z vykresleného třísvodového EKG záznamu naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 PROPELLER je patrná indukce rušivých signálů, které vytvářejí falešné kmity připomínající R kmit. Tyto rušivé složky jsou obsaženy ve frekvenční oblasti užitečného signálu a ve svodech I a III dokonce několikanásobně převyšují složky užitečného signálu. Ve svodu II je amplituda (výkon) některých složek v oblasti užitečného signálu mírně zvětšena oproti svodu II EKG

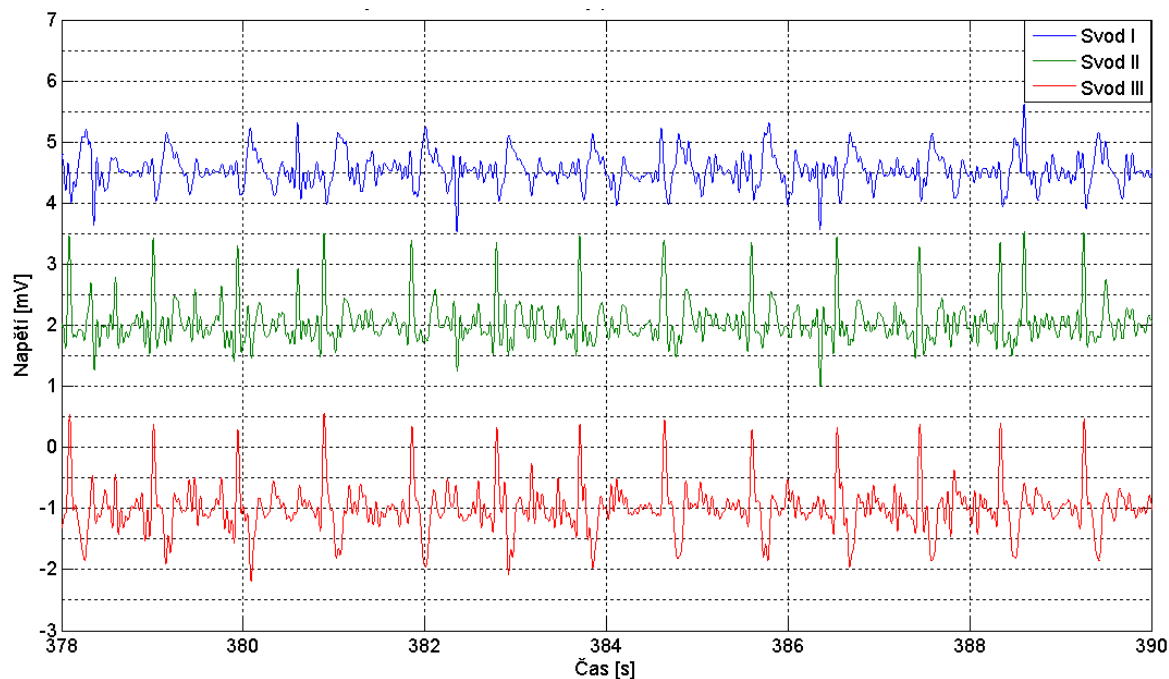
signálu naměřeného před MRI vyšetřením. Z tohoto hlediska se svodu II indukovalo menší rušení než ve svodech I a III. To je potvrzeno také výpočty MSE, RMSE a MAE, jejichž hodnoty se pro všechny svody neblíží k nule, a jednotlivé Bland-Altmanovy grafy. Trend ve vynesných datech (hodnot rozdílů měření) u Bland-Altmanových grafů pro svody I a III může značit právě indukci rušení a určitou vzájemnou rozdílnost u průběhů EKG naměřených před MRI vyšetření a při sekvenci T2 PROPELLER ve svodech I a III. Bland-Altmanových graf pro svod II nevykazuje trend ve vynesných hodnotách rozdílů měření, které oscilují okolo průměru všech rozdílů měření (0,6552 mV) a až na pár výjimek nepřekračují limity shody. Nejlepších výsledků dosáhl svod II. Indukce rušení do všech svodů EKG záznamu byla způsobena právě sekvencí T2 PROPELLER

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER je zobrazen na Obr. 90. Průběh svodu I je posunut o +4,5 mV, svodu II o +2 mV a svodu III o -1 mV.



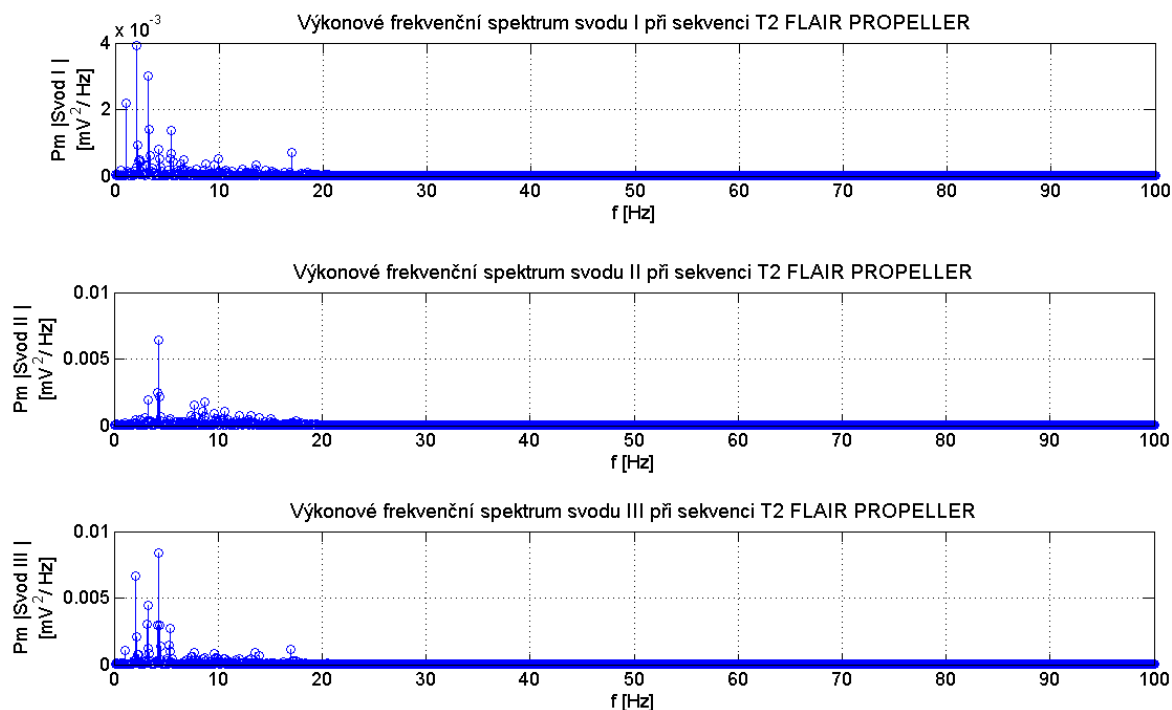
Obr. 90 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER

Na Obr. 91 je zobrazen záznam třísvodového EKG (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER. Průběh svodu I je posunut o +4,5 mV, svodu II o +2 mV a svodu III o -1 mV. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 91 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER jsou vykreslena na Obr. 92.



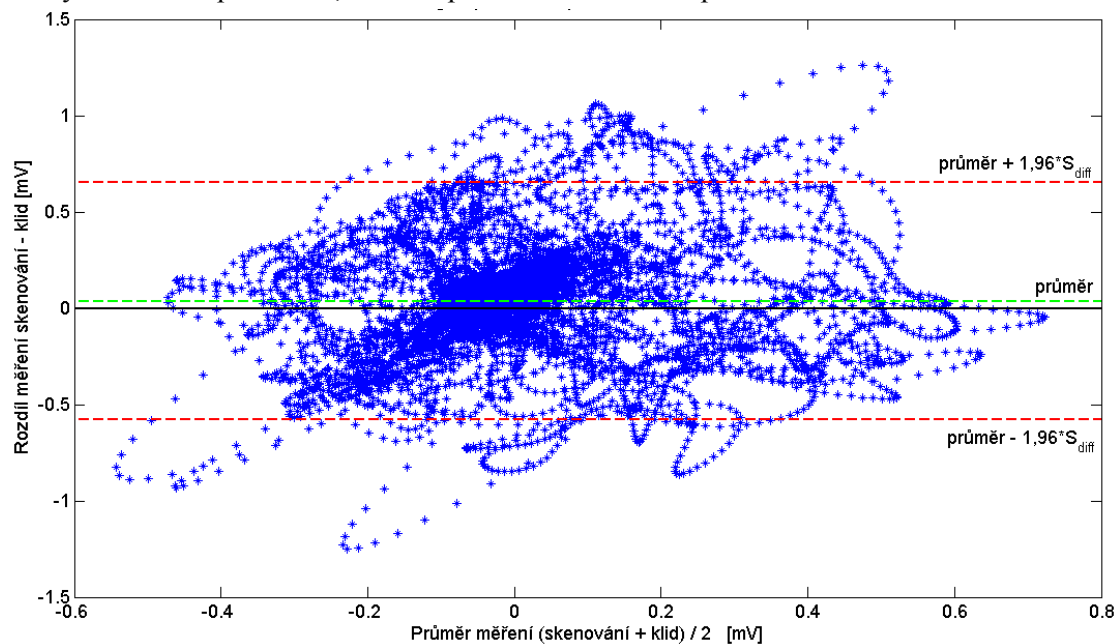
Obr. 92 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER jsou uvedeny v Tab. 10.

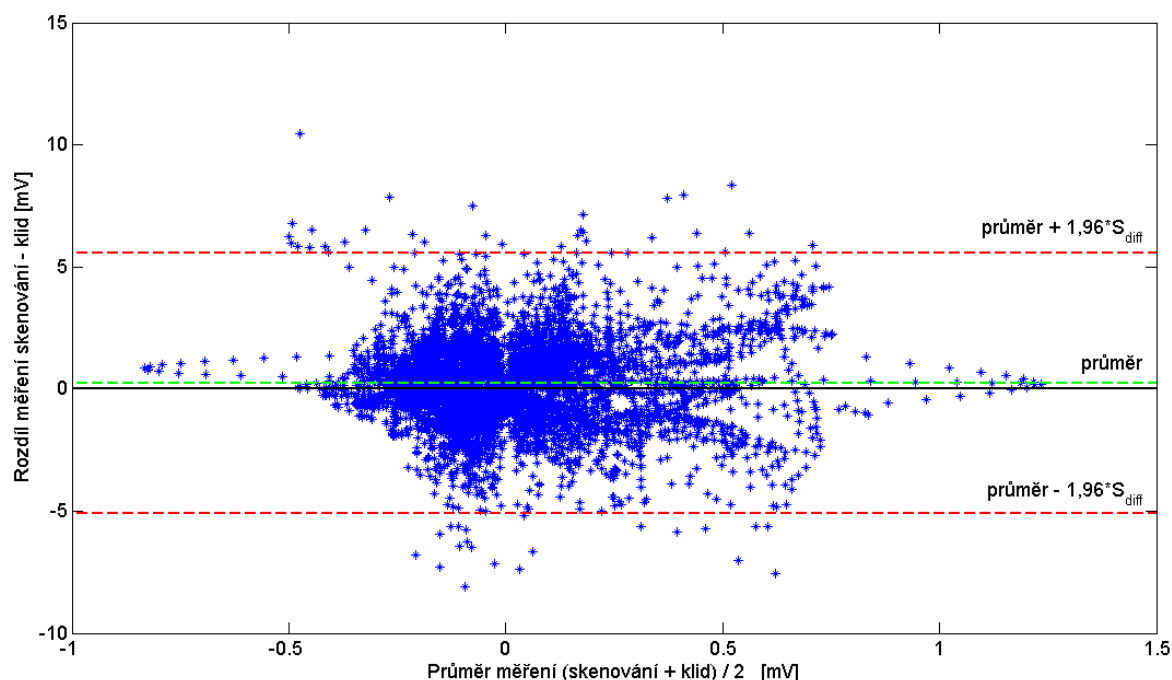
Tab. 10 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,1007	0,3173	0,2345
II	0,1892	0,4350	0,2862
III	0,2251	0,4744	0,3178

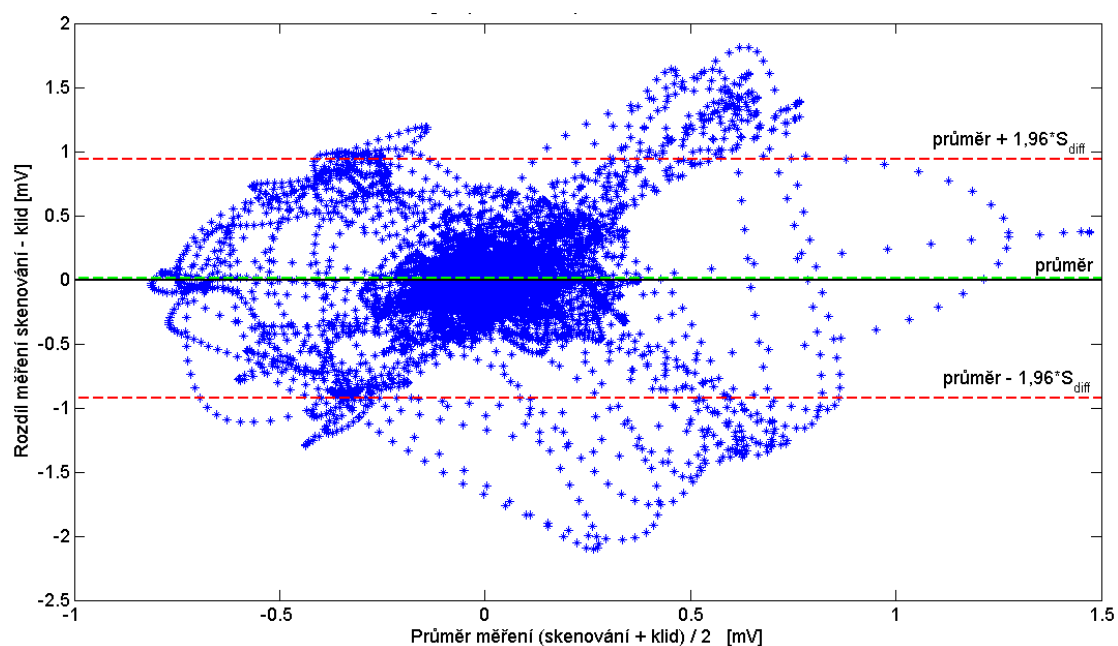
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER jsou zobrazeny na Obr. 93 pro svod I, Obr. 94 pro svod II a Obr. 95 pro svod III.



Obr. 93 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování)



Obr. 94 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování)



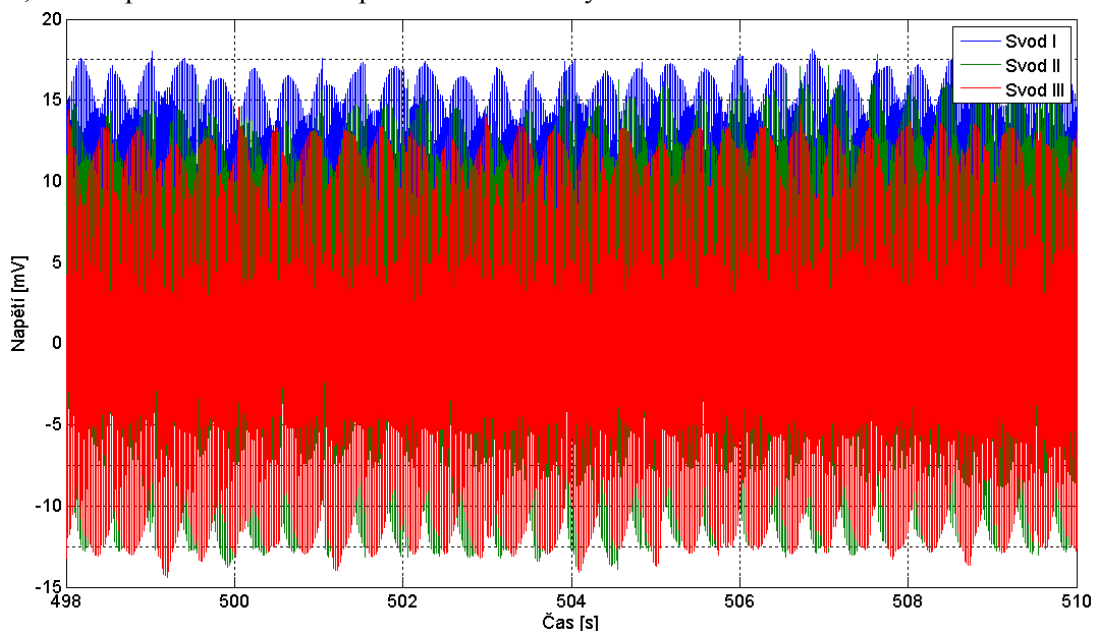
Obr. 95 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech velmi blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením. Nejsou zde indukované falešné kmity jako v případě předešlé sekvence T2 PROPELLER, ale došlo zde ke snížení amplitudy EKG křivek v jednotlivých svodech a také k mírným zákmitům (zarušením) mezi vlnou T a P způsobených indukcí rušivých signálů. Snížená hodnota amplitudy EKG křivek se projevila ve tvaru příslušných výkonových frekvenčních spekter. Nejvíce však ve svodu I. Rušivé



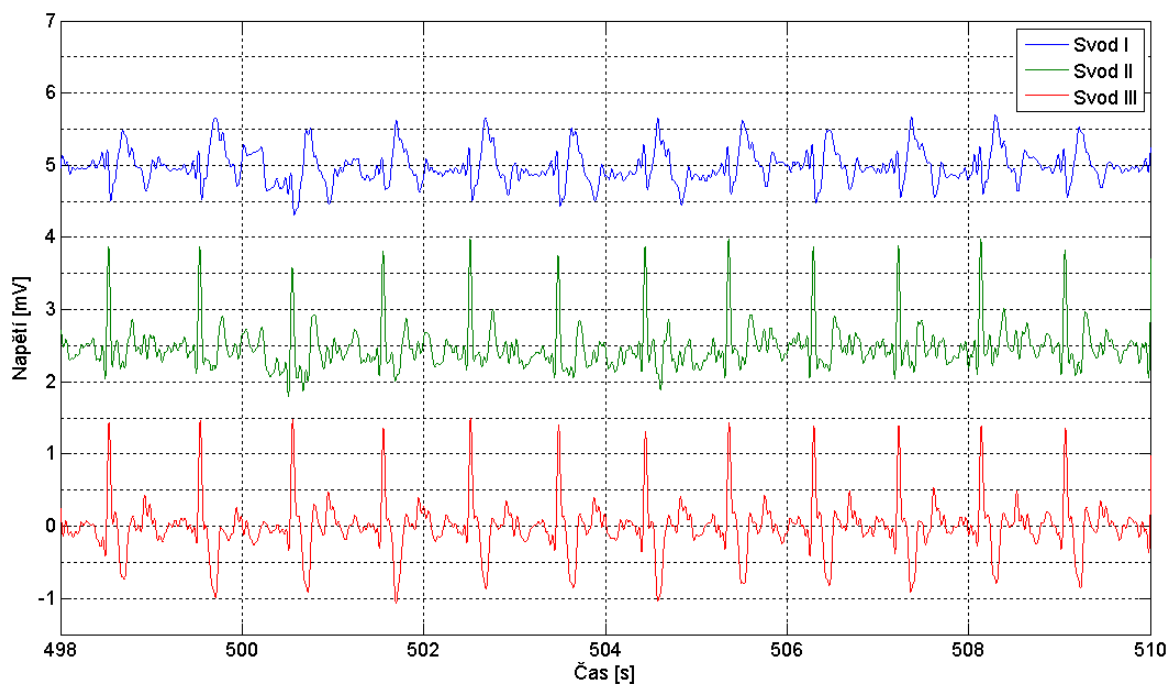
složky EKG signálu vytvářející mírné zákymy mezi vlnou T a P jsou ve výkonových spektrech obsaženy právě v oblasti užitečného signálu (nizkofrekvenční oblast). Na druhou stranu je amplituda (výkon) těchto rušivých složek ve všech svodech menší než amplituda (výkon) složek užitečného signálu. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. Hodnoty rozdílů měření, které překračují limity shody, mohou značit indukované rušivé složky užitečného signálu. Průměr rozdílů měření ve svodech I a III je téměř nulový. Průměr rozdílů měření ve svodu II se také blíží se nulové linii. Konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven 0,0375 mV, pro svod II je roven 0,2400 mV a pro svod III je jeho hodnota 0,0085 mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na vyšší shodnost EKG záznamu ze sekvence T2 FLAIR PROPELLER s EKG záznamem naměřeném před MRI vyšetřením než v případě předešlé sekvence T2 PROPELLER. Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci T2 FLAIR PROPELLER je z pohledu lékaře čitelný a lze z něj získat relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta.

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE je zobrazen na Obr. 96. Průběh svodu I je posunut o +5 mV, svodu II o +2,5 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny



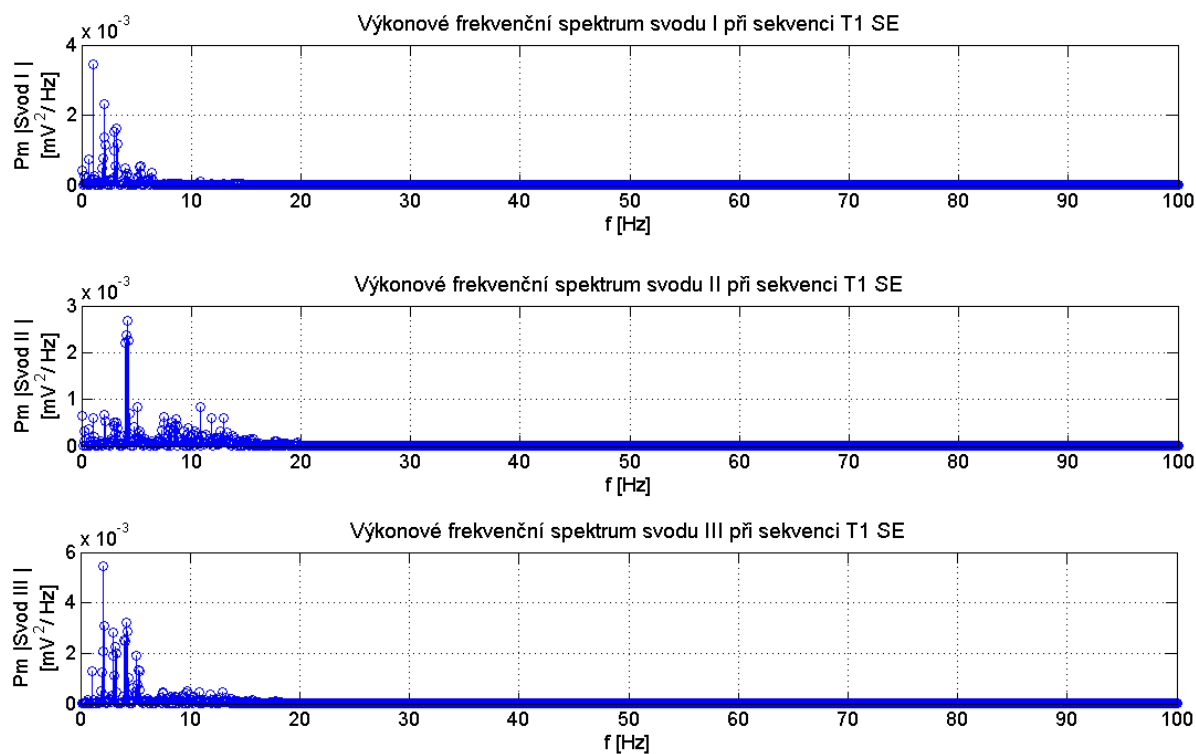
Obr. 96 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE

Třísvodový EKG záznam (filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE je zobrazen na Obr. 97. Průběh svodu I je posunut o +5 mV, svodu II o +2,5 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 97 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Na Obr. 98 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE.



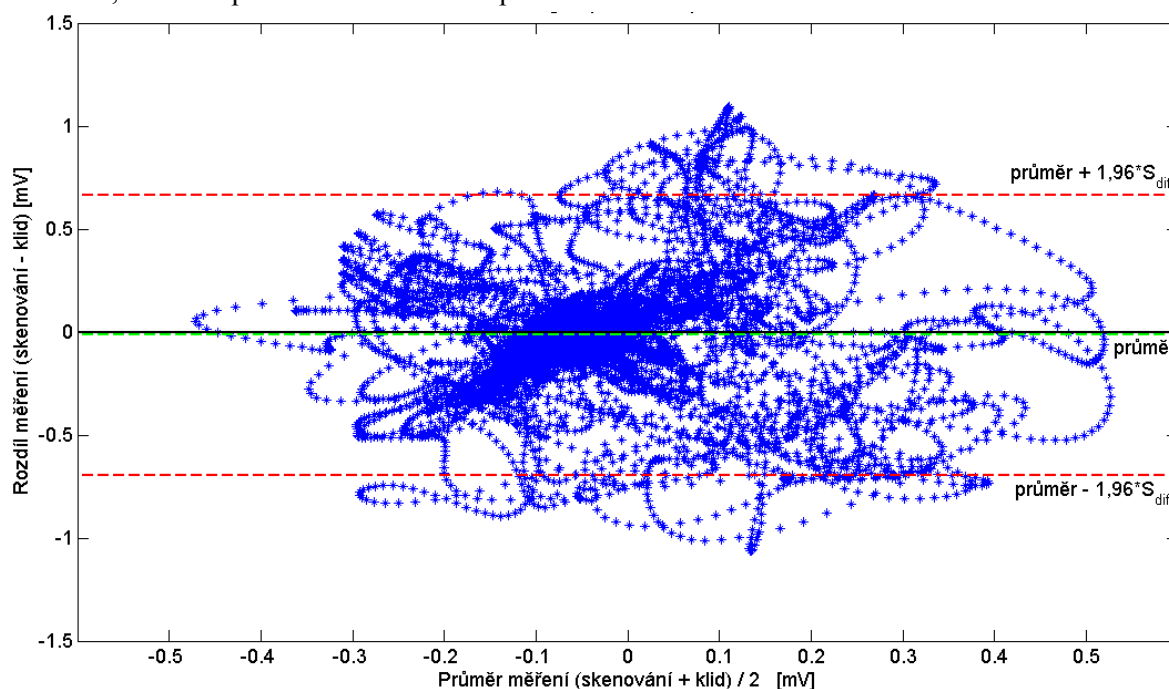
Obr. 98 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci T1 SE

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T1 SE jsou uvedeny v Tab. 11.

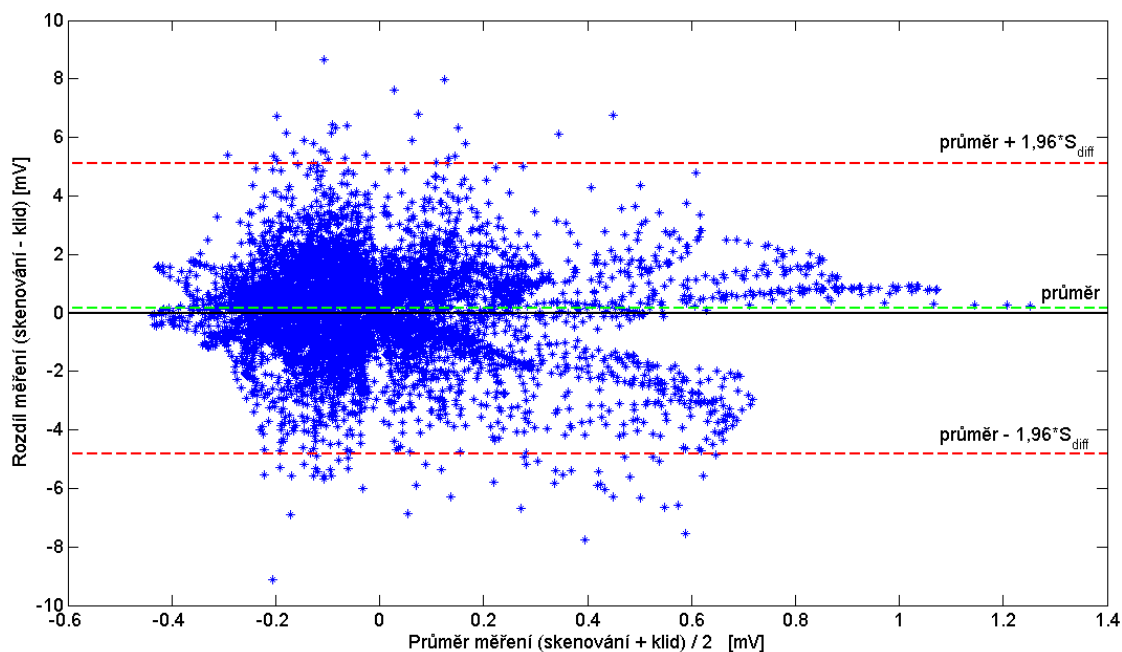
Tab. 11 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T1 SE.

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,1199	0,3463	0,2558
II	0,1371	0,3702	0,2456
III	0,2426	0,4926	0,3299

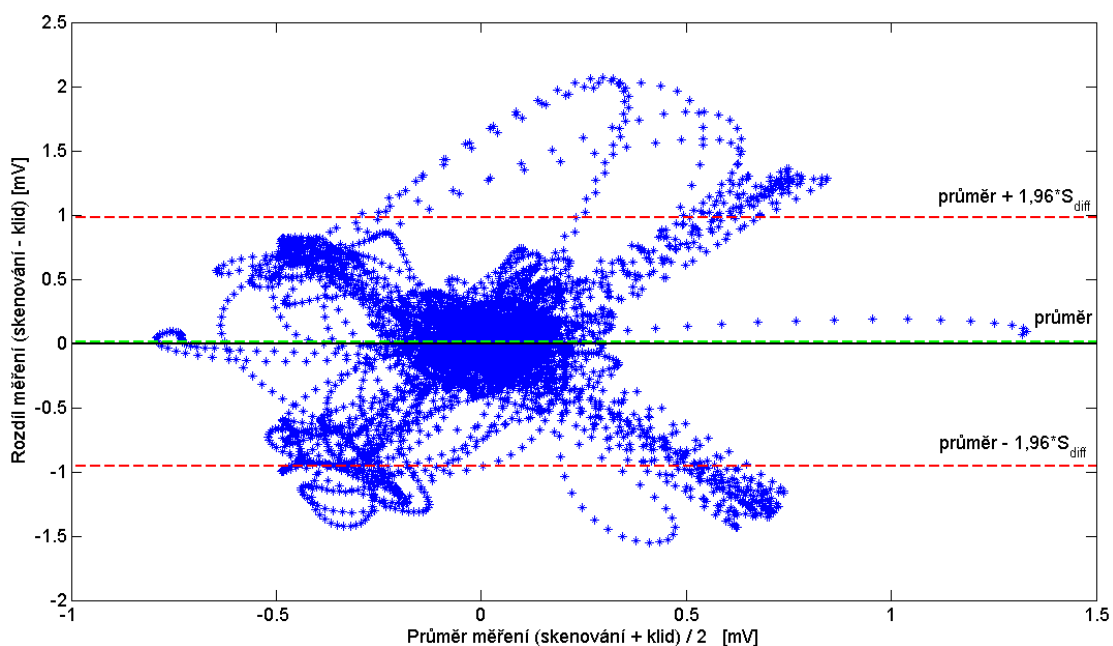
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci T1 SE jsou zobrazeny na Obr. 99 pro svod I, Obr. 100 pro svod II a Obr. 101 pro svod III.



Obr. 99 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování)



Obr. 100 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování)



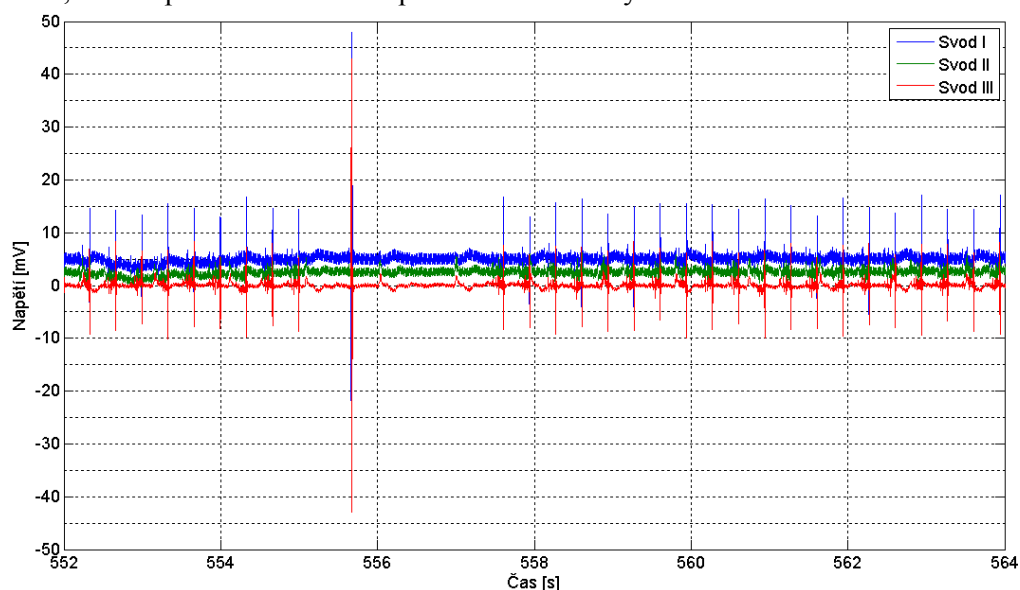
Obr. 101 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci T1 SE (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci T1 SE se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech velmi blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením. Nejsou zde indukované falešné kmity jako v případě při sekvenci T2 PROPELLER a mírné zákmity (zarušení) mezi vlnou T a P jsou podobné jako v EKG záznamu naměřeném před MRI vyšetřením. Jednotlivé složky výkonových spekter u všech svodů sekvence T1 SE vykazují snížený výkon oproti záznamu v klidu,

což poukazuje i na nižší amplitudu některých složek ve výsledné EKG křivce. Navíc je zde patrné zvýšení amplitudy (výkonu) některých složek výkonového spektra, jejichž hodnota ve spektru původního signálu je velmi nízká. Amplituda (výkon) těchto složky ale nepřevyšuje amplitudu (výkon) složek užitečného signálu a spíše značí indukci mírných rušení. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. Hodnoty rozdílů měření, které překračují limity shody, mohou značit indukované rušivé složky užitečného signálu. Průměr rozdílů měření ve svodech I a III je téměř nulový. Průměr rozdílů měření ve svodu II se také blíží se nulové linii. Konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven  $-0,0159$  mV, pro svod II je roven  $0,1526$  mV a pro svod III je jeho hodnota  $0,0123$  mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na vyšší shodnost EKG záznamu ze sekvence T1 SE s EKG záznamem naměřeném před MRI vyšetřením než v případě sekvence T2 PROPELLER. Tvar jednotlivých svodů EKG záznamu a Bland-Altmanův graf sekvence T1 SE se blíží také tvaru jednotlivých svodů EKG záznamu a Bland-Altmanovu grafu sekvence T2 FLAIR PROPELLER

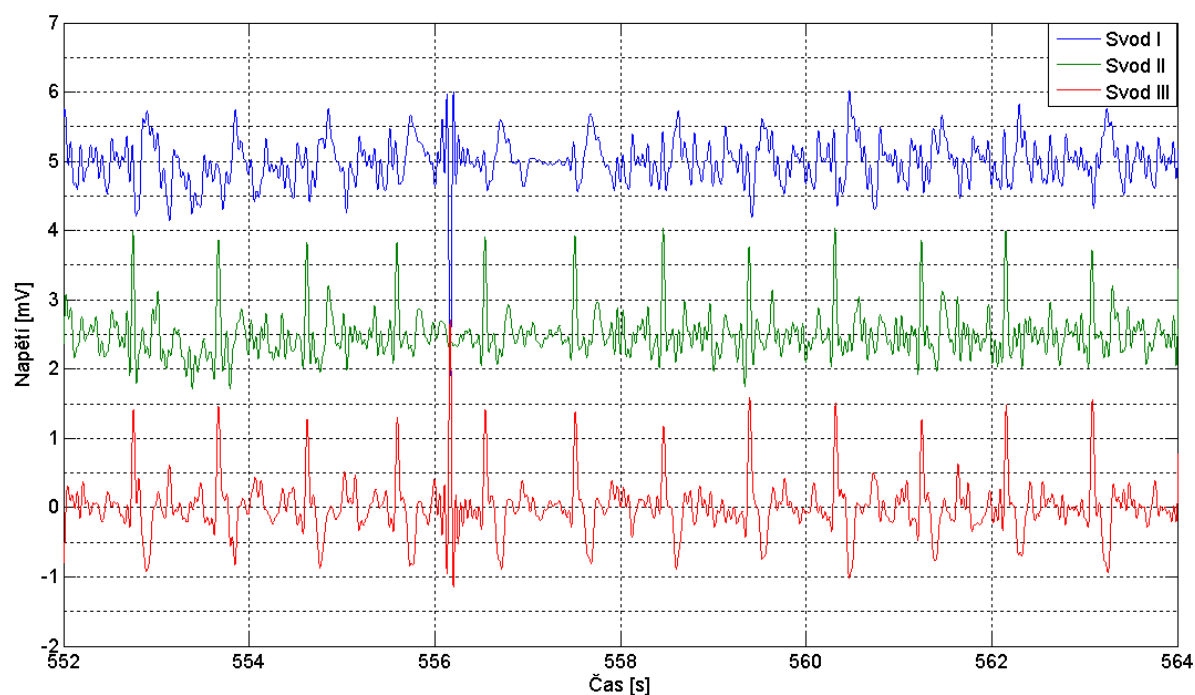
Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci T1 SE je z pohledu lékaře čitelný a lze z něj získat relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta.

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b je zobrazen na Obr. 102. Průběh svodu I je posunut o  $+5$  mV, svodu II o  $+2,5$  mV a průběh svodu III se ponechal bez změny.



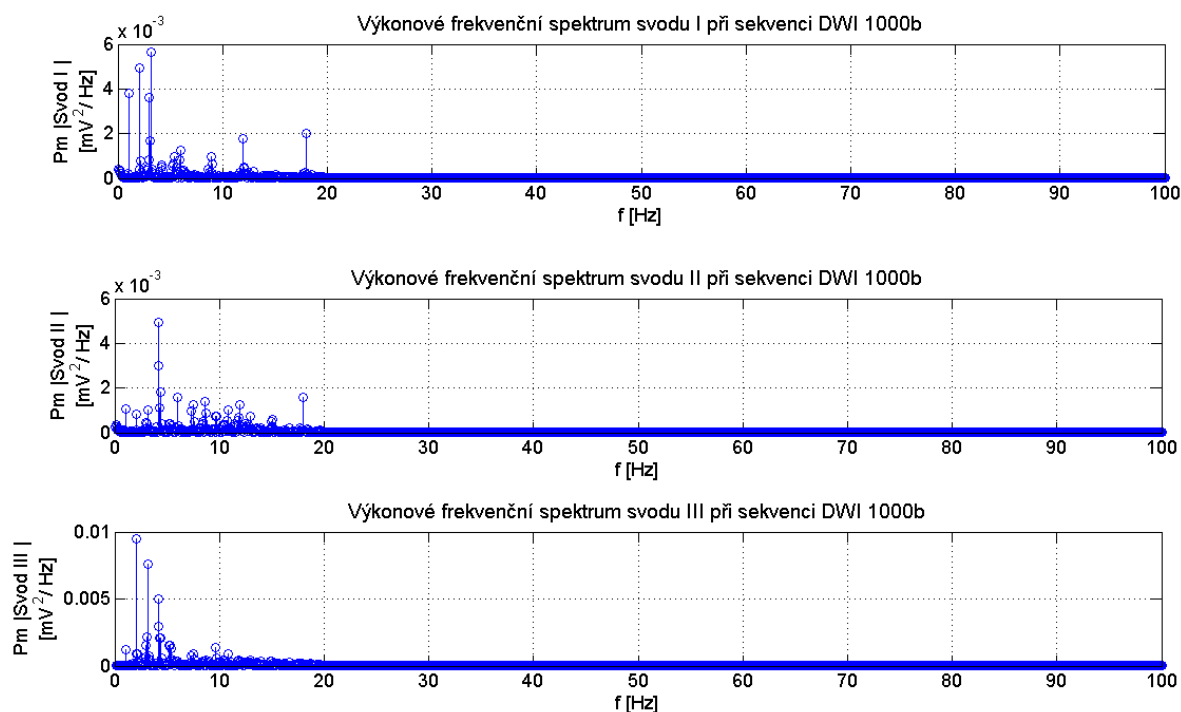
Obr. 102 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b

Na Obr. 103 je zobrazen záznam třísvodového EKG (filtrovaného pásmovou propustí 1-20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b. Průběh svodu I je posunut o  $+5$  mV, svodu II o  $+2,5$  mV a průběh svodu III se ponechal bez změny. Svody jsou zaměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 103 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b jsou vykreslena na Obr. 104.



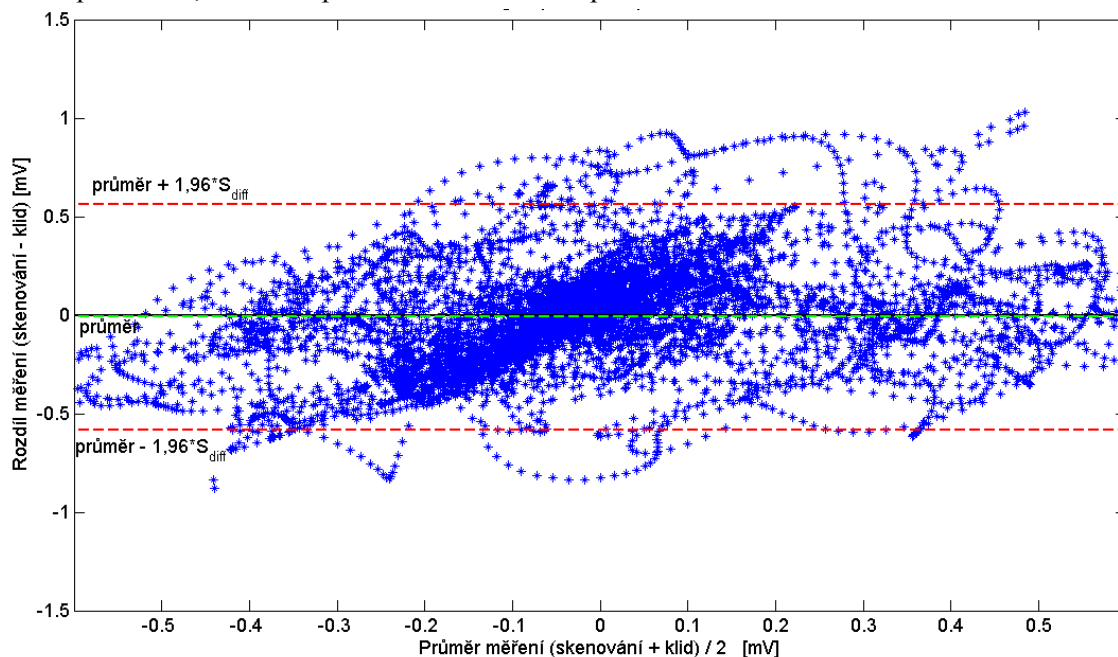
Obr. 104 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci DWI 1000b

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci DWI 1000b jsou uvedeny v Tab. 12.

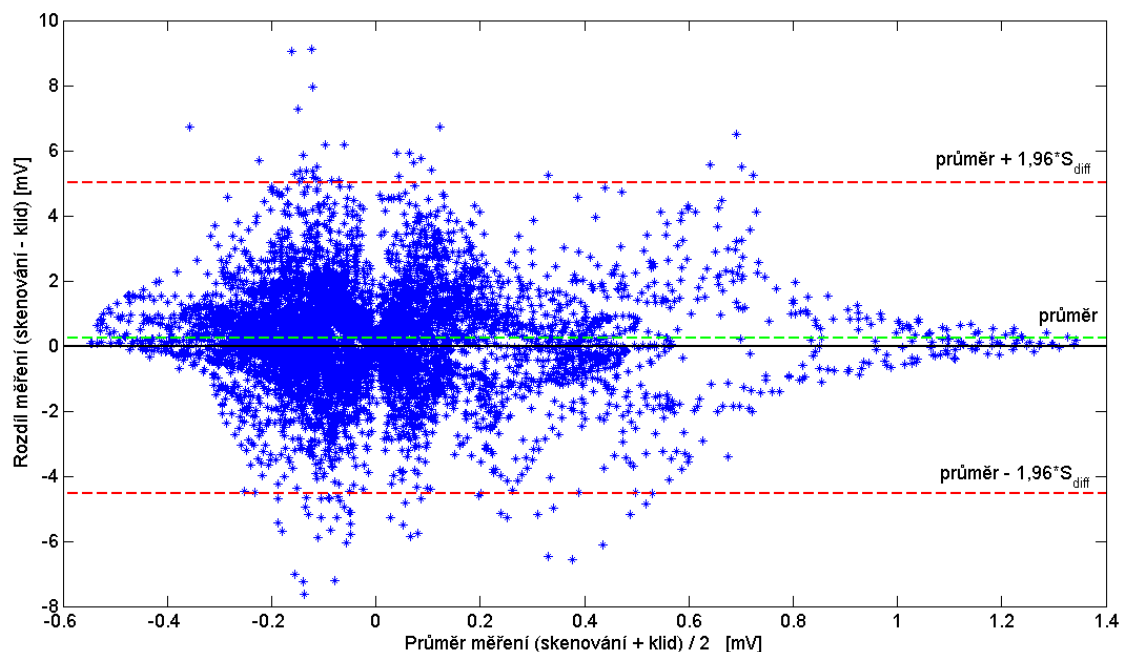
Tab. 12 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci DWI 1000b

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,0860	0,2933	0,2080
II	0,1222	0,3495	0,2331
III	0,1265	0,3556	0,2228

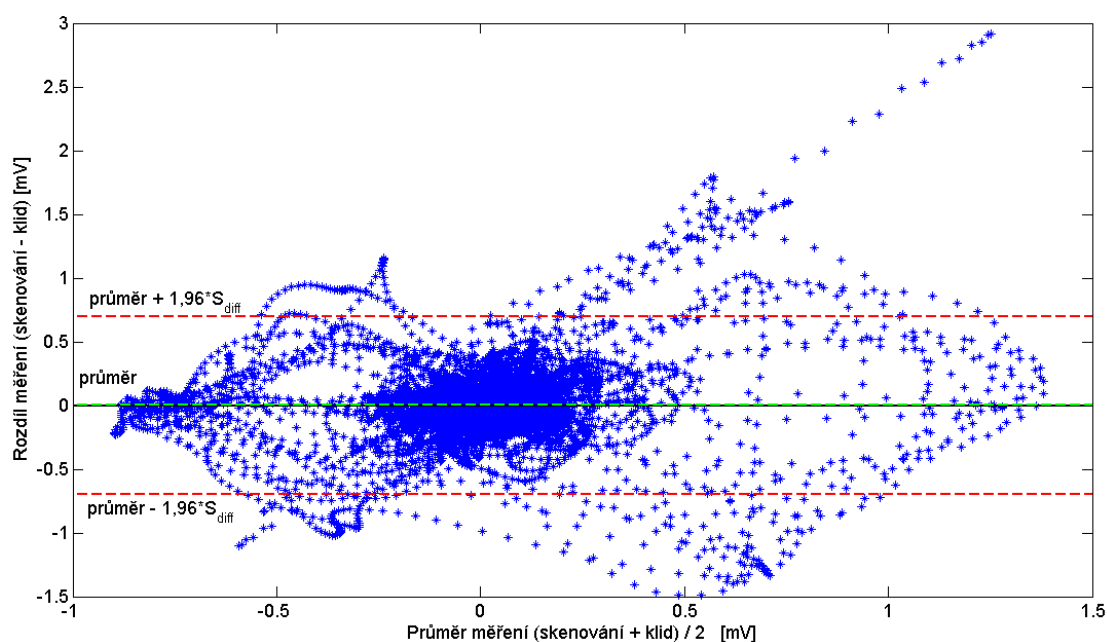
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci DWI 1000b jsou zobrazeny na Obr. 105 pro svod I, Obr. 106 pro svod II a Obr. 107 pro svod III.



Obr. 105 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b svod I (skenování)



Obr. 106 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b svod II (skenování)



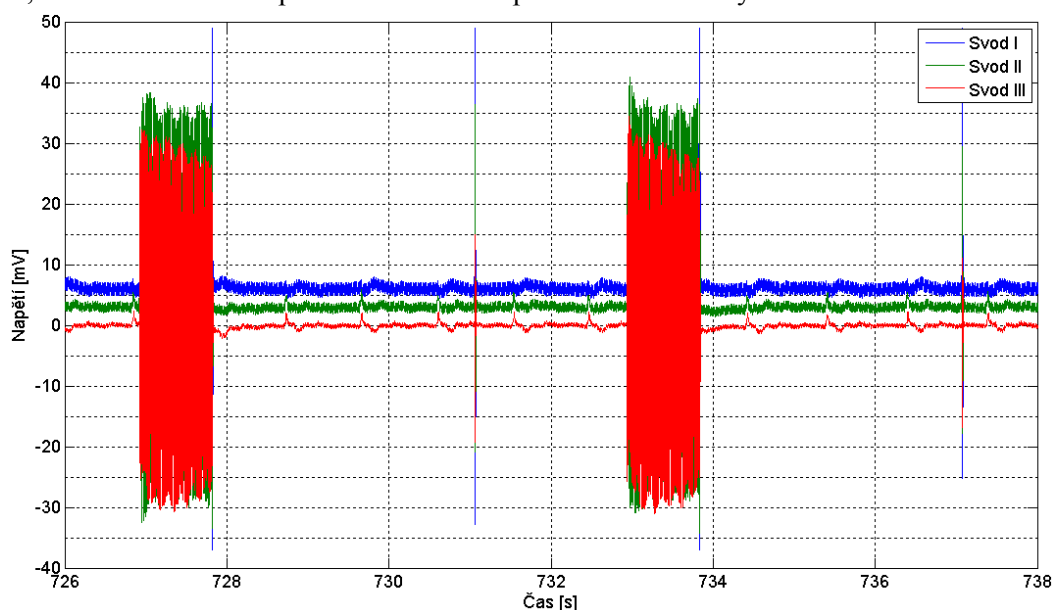
Obr. 107 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci DWI 1000b (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci DWI 1000b se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech také blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením. Na druhou stranu došlo ve svodu I a III vlivem použité sekvence k vytvoření artefaktu v podobě kmitu (tzv. zářez), jehož amplituda dosahuje ve svodu I hodnotu zhruba  $-2$  mV a ve svodu III  $+2$  mV. V původním záznamu filtrovaném pásmovou propustí 0,05-100 Hz a pásmovou zádrží 50 Hz byly tyto zářezy mnohem větší a zkreslovaly tak EKG křivku. Filtrací pásmovou propustí 1-20 Hz se podařilo



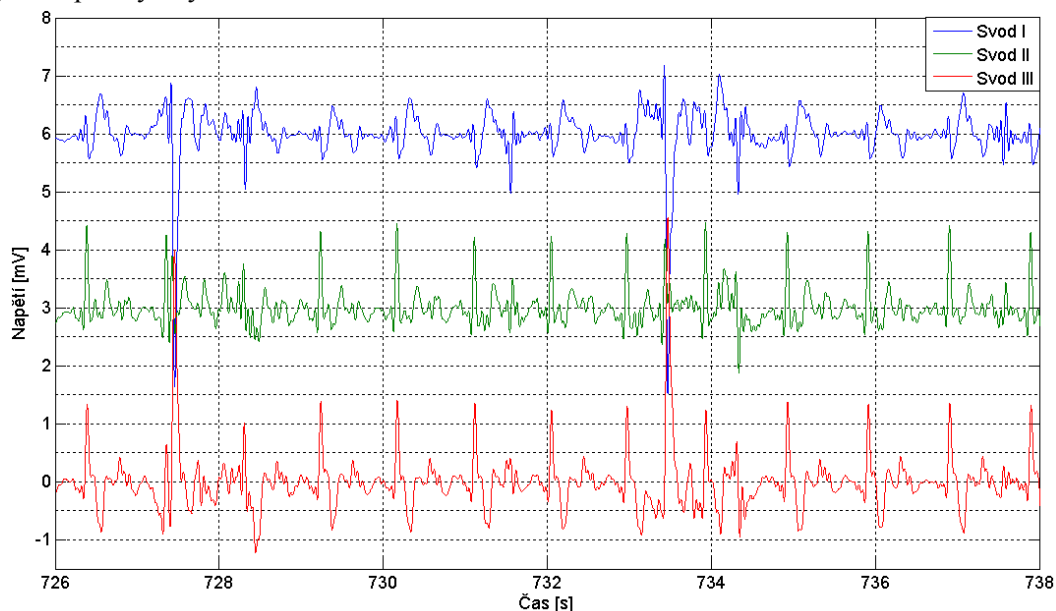
tento zářez upravit tak, aby výrazněji nezkresloval EKG křivku. Ve všech svodech EKG záznamu jsou také indukované mírné zákmity (zarušení) mezi vlnou T a P. Nejvýrazněji však ve svodu I. Rušivé složky EKG signálu vytvářející zákmity mezi vlnou T a P jsou ve výkonových spektrech obsaženy právě v oblasti užitečného signálu (nízkofrekvenční oblast). Na druhou stranu je amplituda (výkon) těchto rušivých složek ve všech svodech menší než amplituda (výkon) složek užitečného signálu. Ve výkonovém spektru svodu I a III je patrná indukce výše zmíněného zářezu, jehož výkon se blíží k výkonům některých složek užitečného signálu nebo je převyšuje. Obecně také došlo ke snížení amplitud (výkonů) složek výkonového spektra při sekvenci DWI 1000b v porovnání se spektrem EKG signálu naměřeného před vyšetřením. Nejvýrazněji však v I a II svodu. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. V Bland-Altmanově grafu pro svod I je mírný náznak trendu několika vynesných hodnot, ačkoliv jsou tyto hodnoty v oblasti, kterou ohraničují limity shody. Také v Bland-Altmanově grafu pro svod III lze pozorovat trend několika vynesných hodnot, které ale překračují limity shody. V obou případech je tento trend zřejmě způsoben výskytem výše zmíněného zářezu. Na druhou stranu se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. Průměr rozdílů měření ve svodech I a III je téměř nulový. Průměr rozdílů měření ve svodu II se také blíží se nulové linii. Konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven  $-0,0103$  mV, pro svod II je roven  $0,2442$  mV a pro svod III je jeho hodnota  $0,0011$  mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na shodnost EKG záznamu (až na zářez) ze sekvence DWI 1000b s EKG záznamem naměřeným před MRI vyšetřením. Třísvodový EKG záznam (především svody II a III) naměřený při sekvenci DWI 1000b je z pohledu lékaře čitelný a lze z něj získat relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta.

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE je zobrazen na Obr. 108. Průběh svodu I je posunut o  $+6$  mV, svodu II o  $+3$  mV a průběh svodu III se ponechal bez změny.



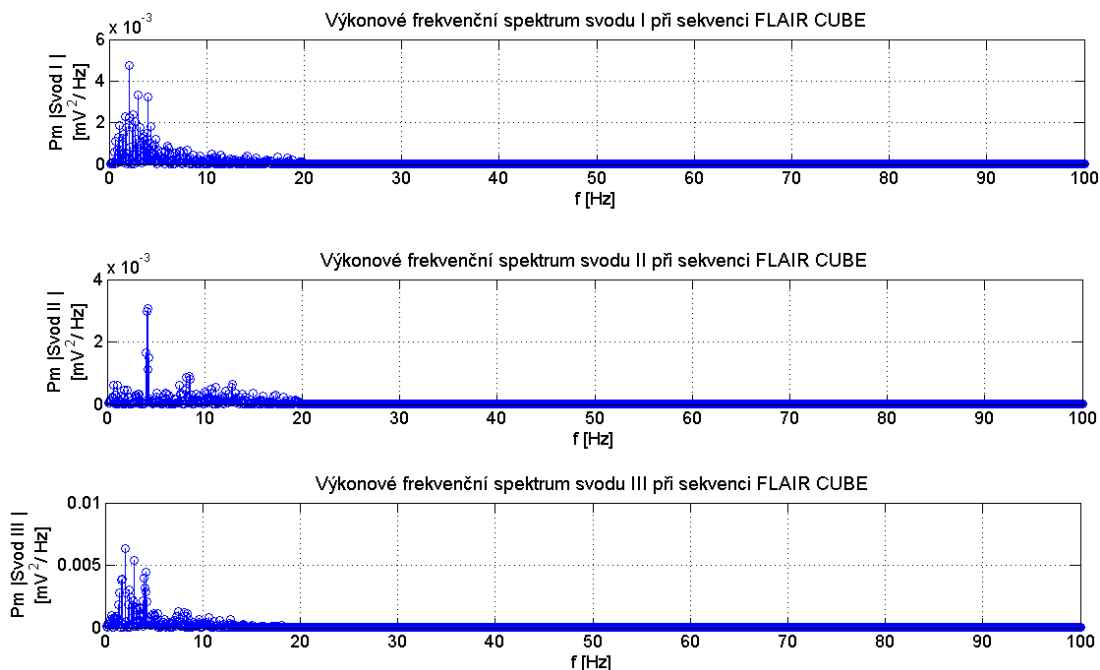
Obr. 108 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE je zobrazen na Obr. 102.

Třísvodový EKG záznam (filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE je zobrazen na Obr. 109. Průběh svodu I je posunut o +6 mV, svodu II o +3 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 109 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Na Obr. 110 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE.



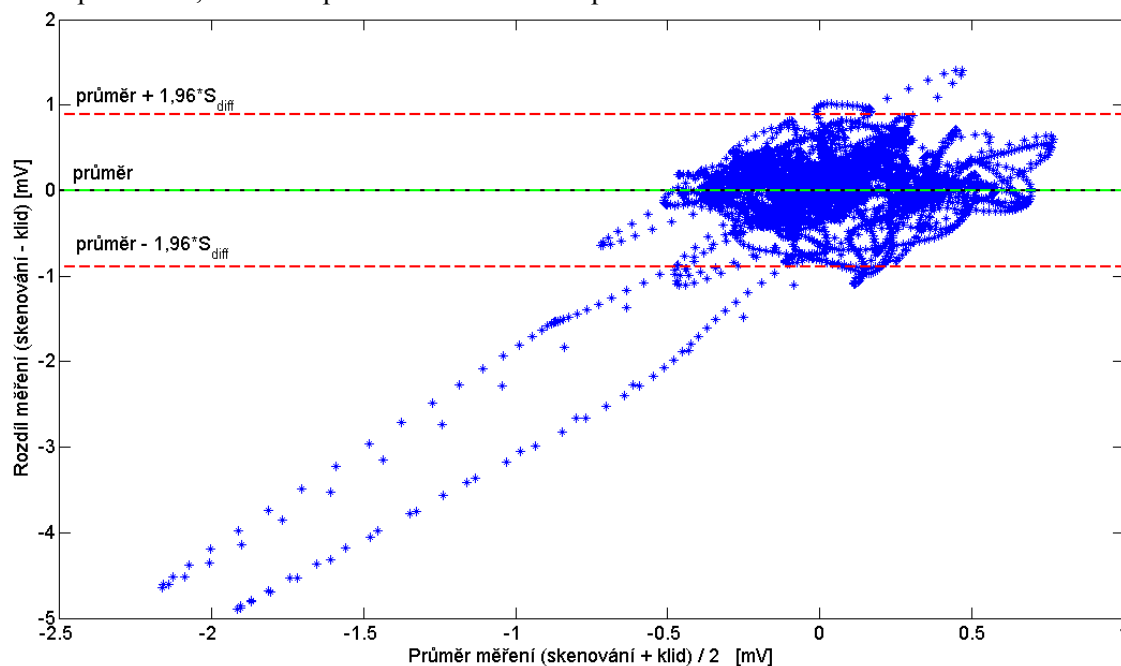
Obr. 110 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci FLAIR CUBE

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1-20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci FLAIR CUBE jsou uvedeny v Tab. 13.

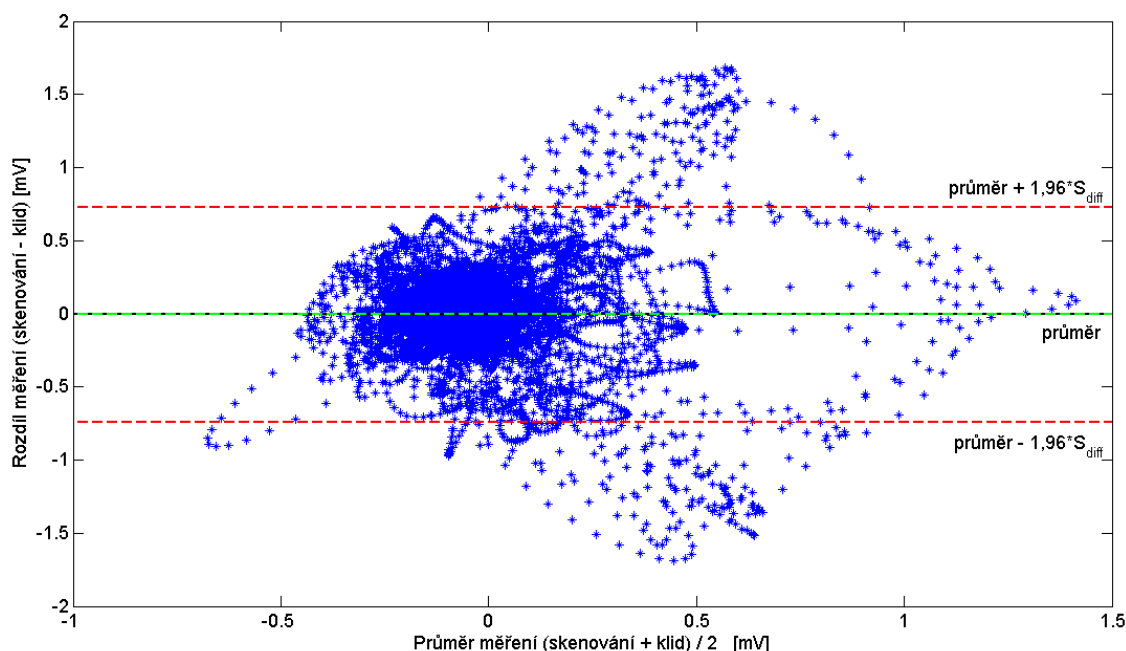
Tab. 13 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci FLAIR CUBE

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,2065	0,4544	0,2337
II	0,1404	0,3746	0,2466
III	0,3084	0,5553	0,3094

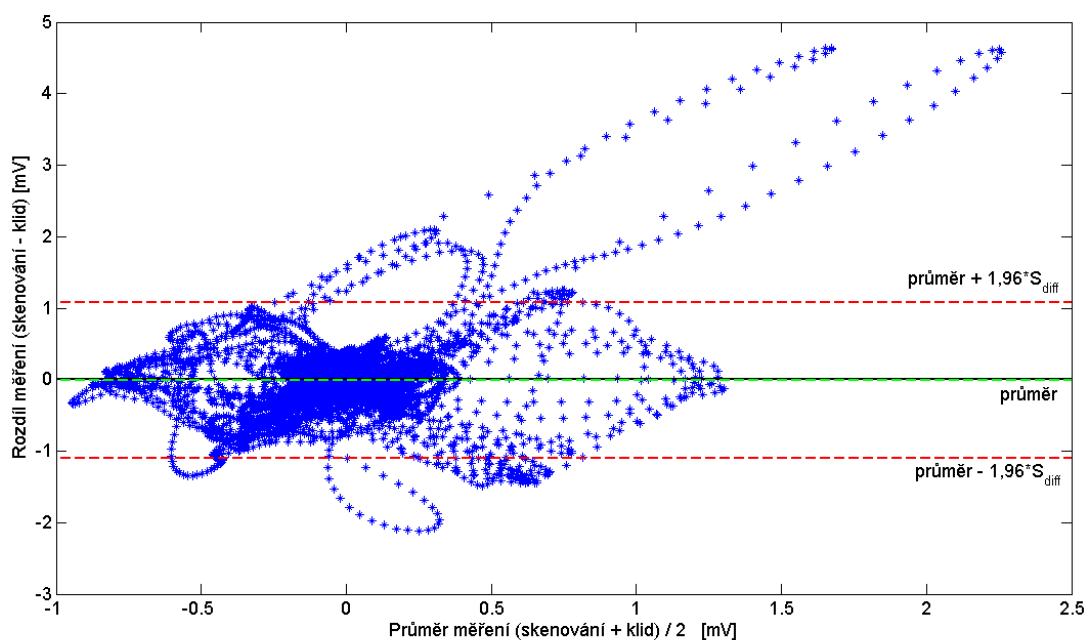
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci FLAIR CUBE jsou zobrazeny na Obr. 111 pro svod I, Obr. 112 pro svod II a Obr. 113 pro svod III.



Obr. 111 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování)



Obr. 112 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování)

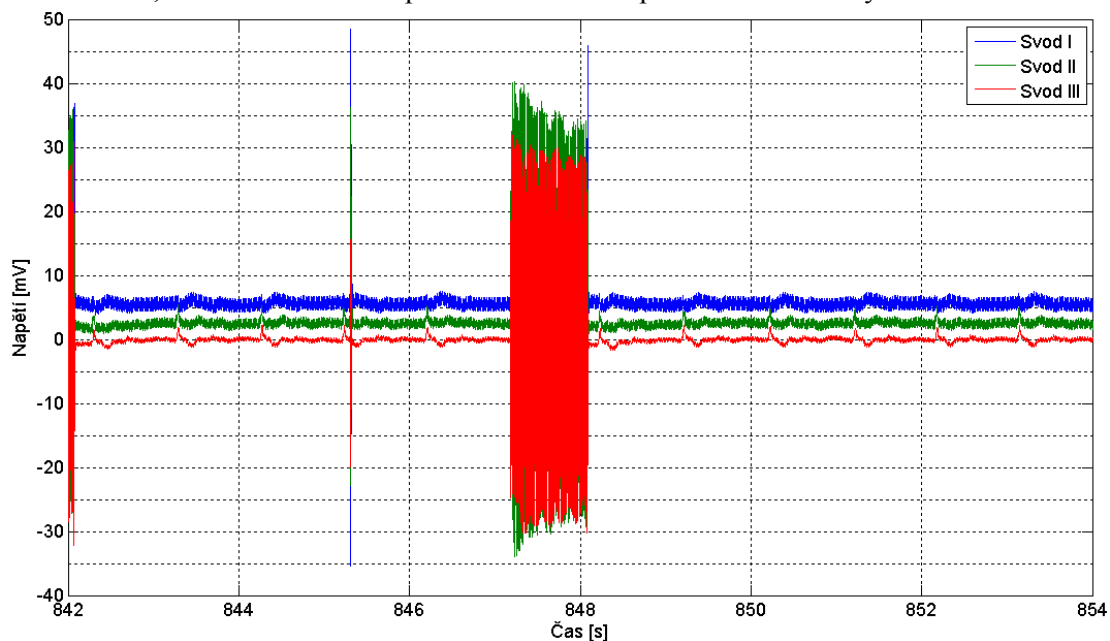


Obr. 113 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci FLAIR CUBE (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci FLAIR CUBE se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením. Ve svodech I a III, podobně jako u sekvence DWI 1000b, došlo k vytvoření dokonce dvou zářezů v tomto časovém úseku vlivem použité sekvence. Amplituda těchto zářezů dosahuje ve svodu I hodnotu zhruba  $-4$  mV a ve svodu III  $+4$  mV, což je zhruba dvojnásobně větší než v případě sekvence DWI 1000b. V původním záznamu filtrovaném pásmovou propustí 0,05-100 Hz a pásmovou zádrží 50 Hz byly tyto

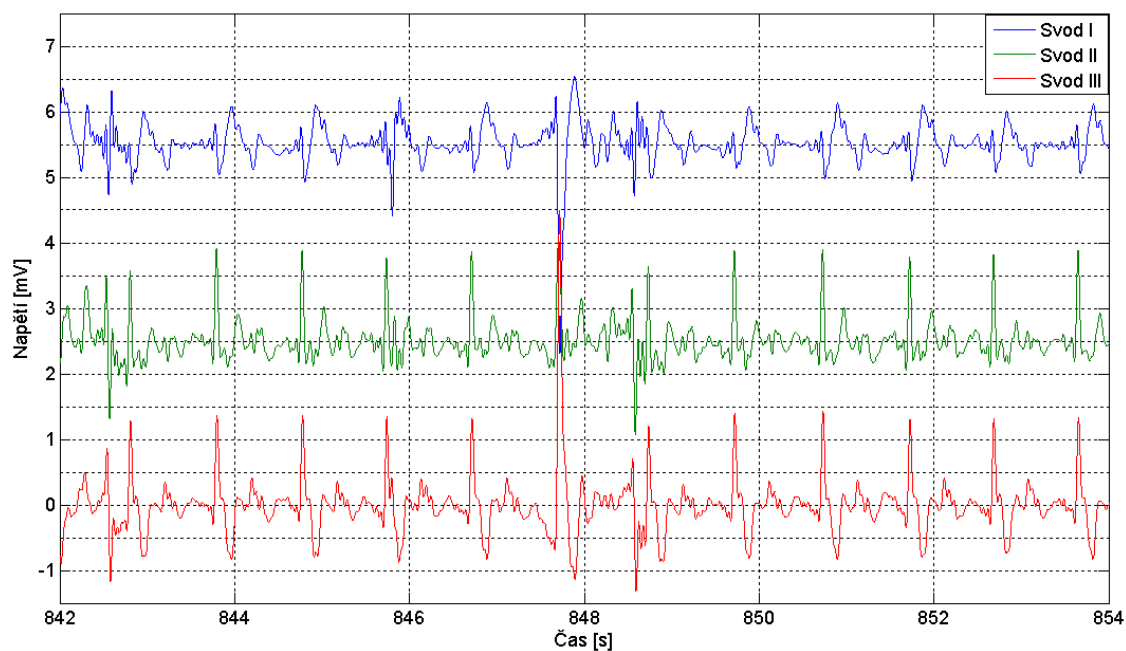
zářezy mnohem větší a zkreslovaly tak EKG křivku. Filtrací pásmovou propustí 1-20 Hz se podařilo tento zářez upravit tak, aby výrazněji nezkrusoval EKG křivku. Obecně také došlo ke snížení amplitud (výkonů) složek výkonového spektra u sekvence FLAIR CUBE, v porovnání se spektrem EKG signálu naměřeného před vyšetřením, a tedy jistého přiblížení výkonů rušivých složek spektra k výkonům složek užitečného signálu. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. V Bland-Altmanově grafu pro svod I a III lze pozorovat trend několika osamocených vynesných hodnot, které překračují limity shody. V obou případech je tento trend zřejmě způsoben výskytem výše zmíněných zářezů. Průměr rozdílů měření je všech svodech velmi malý (téměř nulový) a blíží se nulové linii, konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven  $-1,2508 \cdot 10^{-4}$  mV, pro svod II je roven  $-0,0063$  mV a pro svod III je jeho hodnota  $-0,0070$  mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na shodnost EKG záznamu (až na zářezy) ze sekvence FLAIR CUBE s EKG záznamem naměřeným před MRI vyšetřením. Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci FLAIR CUBE je z pohledu lékaře čitelný a lze z něj získat relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta.

Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH je zobrazen na Obr. 114. Průběh svodu I je posunut o +6 mV, svodu II o +3 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny.



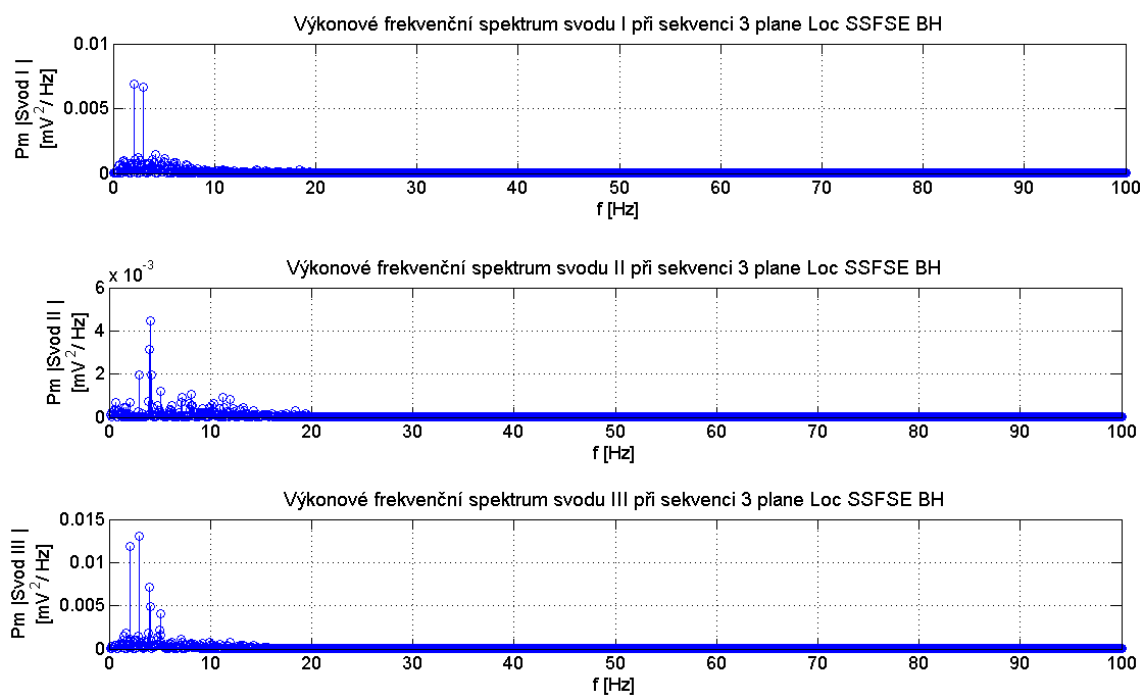
Obr. 114 Původní nefiltrovaný třísvodový EKG záznam (s indukovaným rušením) naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH

Na Obr. 115 je zobrazen záznam třísvodového EKG (filtrovaného pásmovou propustí 1-20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH. Průběh svodu I je posunut o +6 mV, svodu II o +3 mV a průběh svodu III se ponechal bez změny. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly.



Obr. 115 Třísvodový EKG záznam naměřený v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH, filtrovaný pásmovou propustí 1–20 Hz

Výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH jsou vykreslena na Obr. 116.



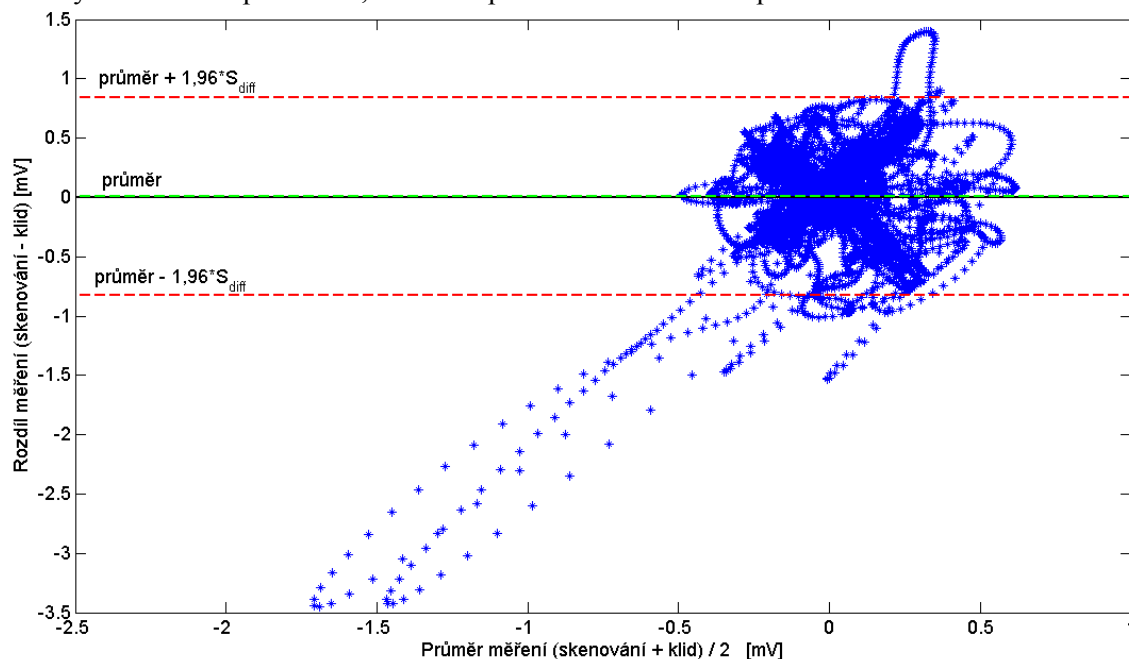
Obr. 116 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH jsou uvedeny v Tab. 14.

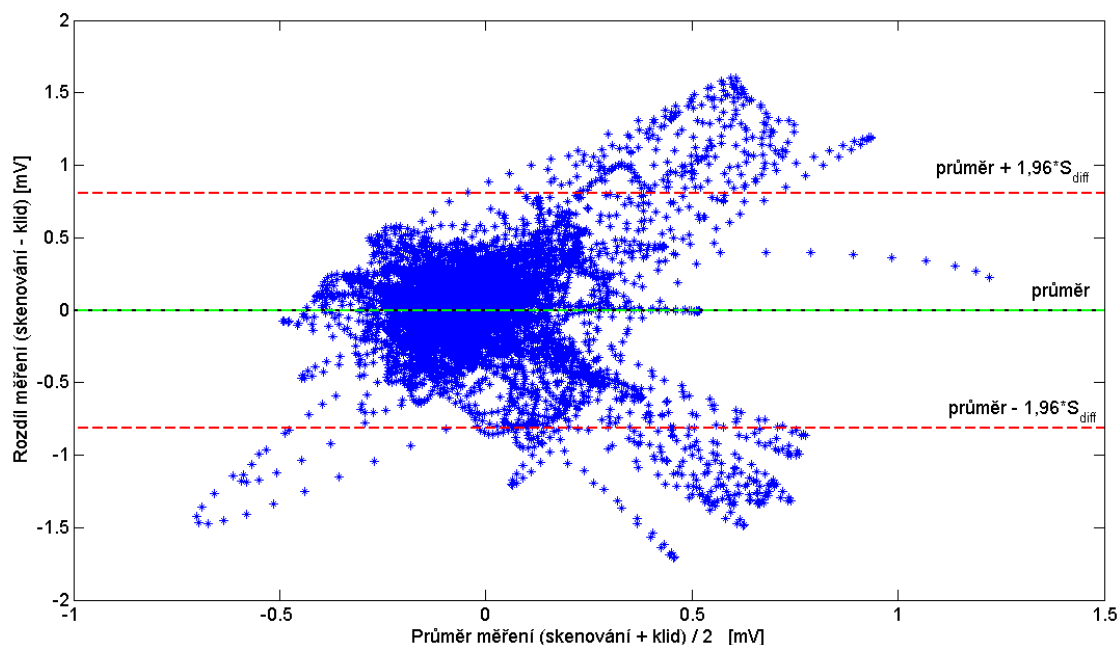
Tab. 14 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,1810	0,4255	0,2806
II	0,1705	0,4129	0,2868
III	0,3272	0,5721	0,3749

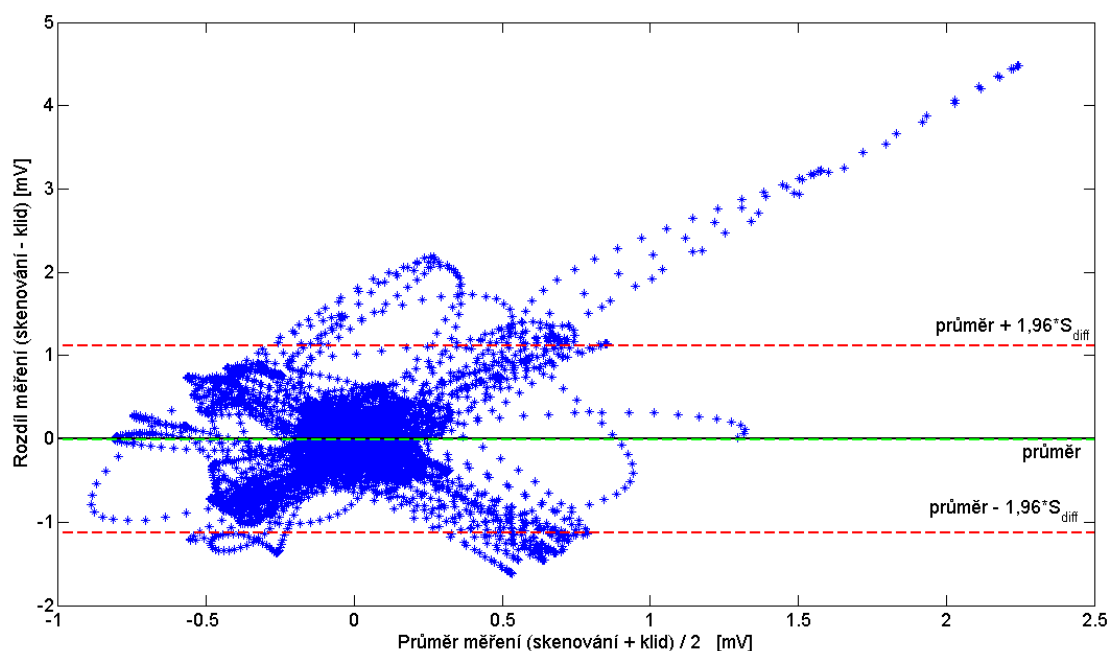
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH jsou zobrazeny na Obr. 117 pro svod I, Obr. 118 pro svod II a Obr. 119 pro svod III.



Obr. 117 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování)



Obr. 118 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování)



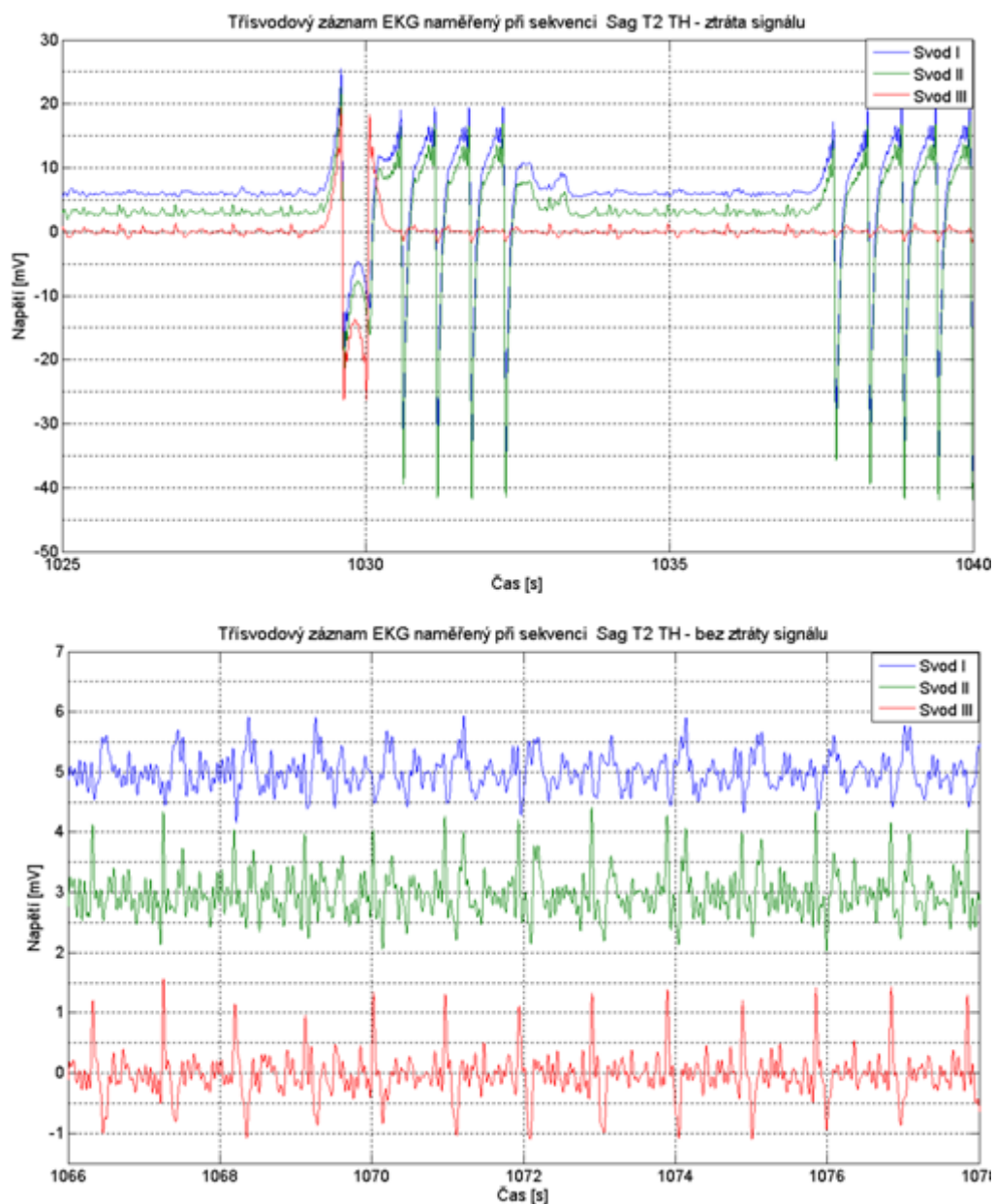
Obr. 119 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech také blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením. Podobně jako u sekvencí DWI 1000b nebo FLAIR CUBE došlo i zde k vytvoření jednoho zářezu vlivem použité sekvence. Amplituda zářezu dosahuje ve svodu I hodnotu zhruba  $-3$  mV a ve svodu III  $+4$  mV. V původním záznamu filtrovaném pásmovou propustí 0,05-100 Hz a pásmovou zadrží 50 Hz



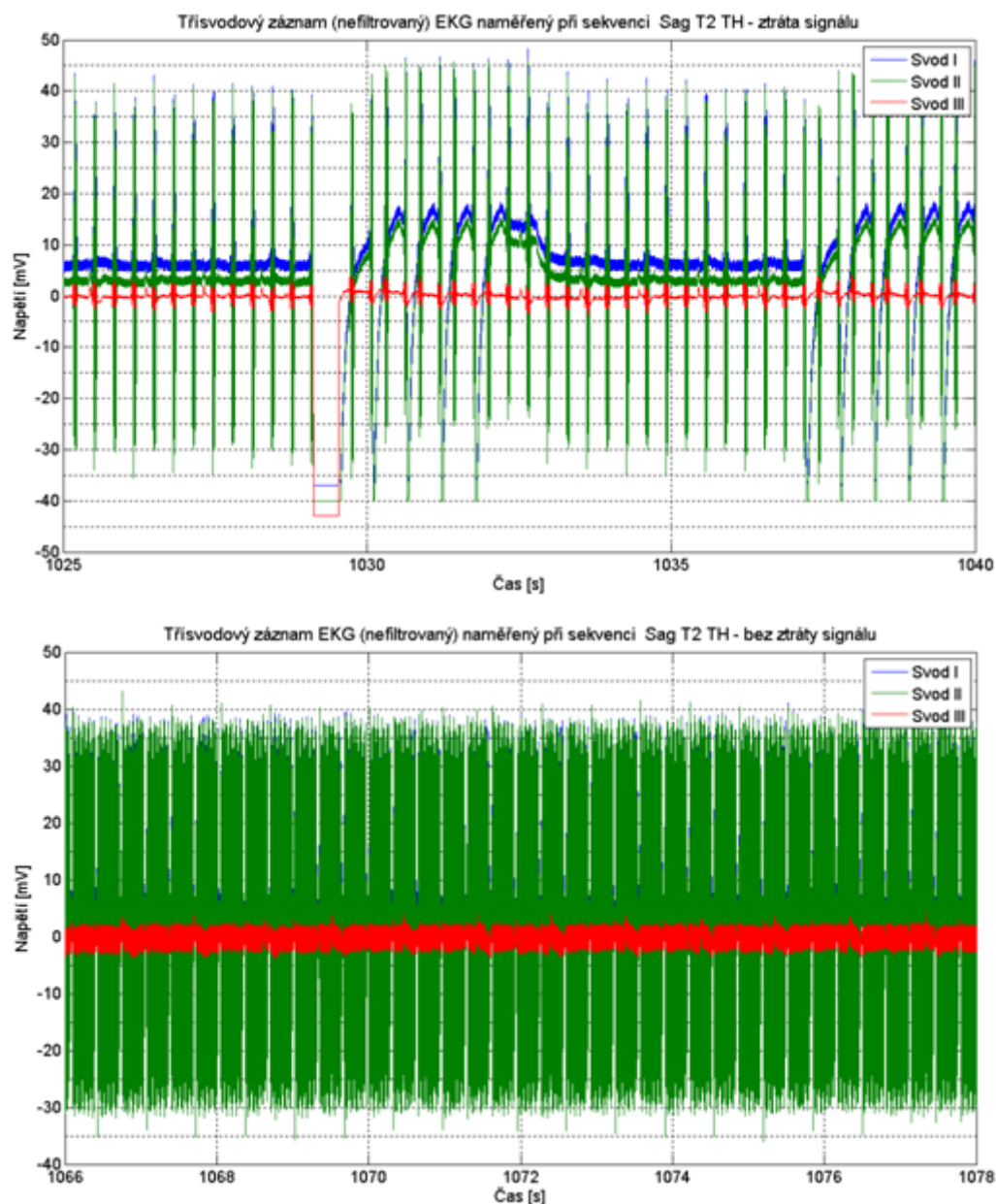
byly tyto zářezy mnohem větší a zkreslovaly tak EKG křivku. Filtrací pásmovou propustí 1-20 Hz se podařilo tento zářez upravit tak, aby výrazněji nezkrusoval EKG křivku. Ve všech svodech EKG záznamu došlo k mírnému zvýšení amplitud (výkonů) velkého počtu složek v oblasti užitečného signálu, které v EKG záznamu naměřeném před vyšetřením buď nejsou obsaženy vůbec, nebo je jejich amplituda (výkon) mnohem menší. Tyto složky jsou pravděpodobně vytvořeny indukcí rušivých signálů, které se vzhledem k jejich výkonům výrazněji neprojevují na tvaru výsledných EKG křivek v jednotlivých svodech. Pouze ve svodu II došlo ke snížení amplitud (výkonů) složek výkonového spektra v porovnání se spektrem EKG signálu naměřeného před vyšetřením. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vynesných hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. V Bland-Altmanově grafu pro svod I a III lze pozorovat trend několika osamocených vynesných hodnot, které překračují limity shody. V obou případech je tento trend zřejmě způsoben výskytem výše zmíněných zářezů. Průměr rozdílů měření je ve všech svodech velmi malý (téměř nulový) a blíží se nulové linii, konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven 0,0082 mV, pro svod II je roven -0,0013 mV a pro svod III je jeho hodnota -0,0098 mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na shodnost EKG záznamu (až na zářezy) ze sekvence 3 plane Loc SSFSE BH s EKG záznamem naměřeném před MRI vyšetřením. Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci 3 plane Loc SSFSE BH je z pohledu lékaře čitelný a lze z něj získat relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta.

Třísvodové EKG záznamy (filtrované pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH při ztrátě signálu a bez ztráty signálu jsou zobrazeny na Obr. 120. Oba průběhy svodů I jsou posunuty o +6 mV, svodů II o +3 mV a průběhy svodů III se ponechaly bez změny. Svody jsou záměrně posunuty, aby se navzájem nepřekrývaly. Při spuštění sekvence Sag T2 TH docházelo k výpadkům signálu, který je na horním grafu Obr. 120 znázorněn výraznými překmitými signály jednotlivých svodů. Na druhou stranu byly tyto výpadky pouze po dobu zhruba 2-3 s. Pro další porovnávání a výpočty byl uvažován pouze takový časový úsek, kde se výpadek signálu neprojevil. Tento časový úsek je zobrazen na dolním grafu Obr. 120.



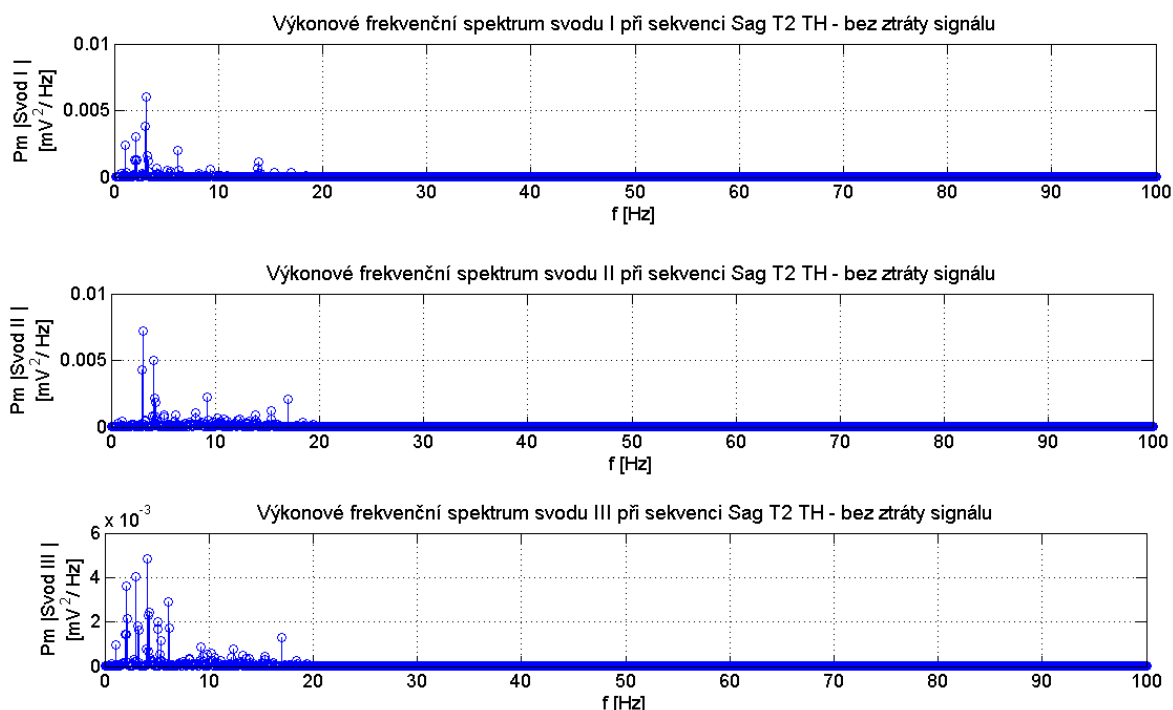
Obr. 120 Třísvodové EKG záznamy (filtrované pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu a s výskytem ztráty signálu

Pro ukázkou jsou původní nefiltrované třísvodové EKG záznamy (s indukovaným rušením) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu a s výskytem ztráty signálu zobrazeny na Obr. 121. Oba průběhy svodů I jsou posunuty o +6 mV, svodů II o +3 mV a průběhy svodů III se ponechaly bez změny.



Obr. 121 Původní nefiltrované třísvodové EKG záznamy (s indukovaným rušením) naměřené v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu a s výskytem ztráty signálu

Na Obr. 122 jsou vykreslena výkonová frekvenční spektra všech svodů třísvodového EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) bez ztráty signálu naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH.



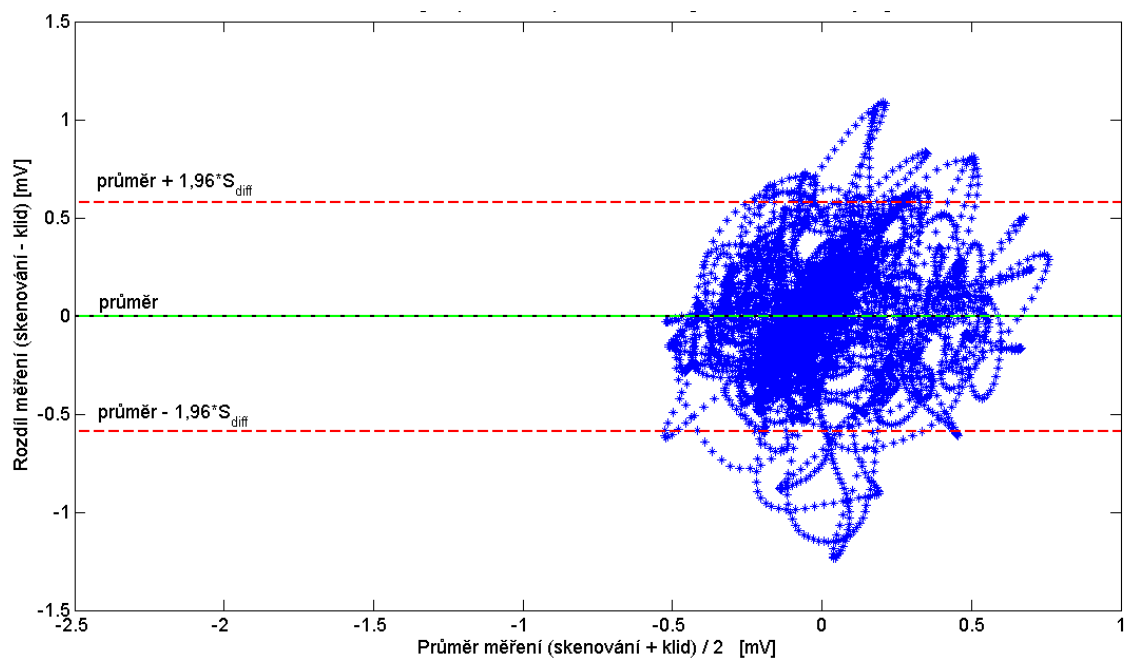
Obr. 122 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů EKG záznamu (filtrovaného pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřeného v průběhu MRI vyšetření při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu

Výsledky výpočtů MSE, RMSE a MAE pro porovnání třísvodových EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu jsou uvedeny v Tab. 15

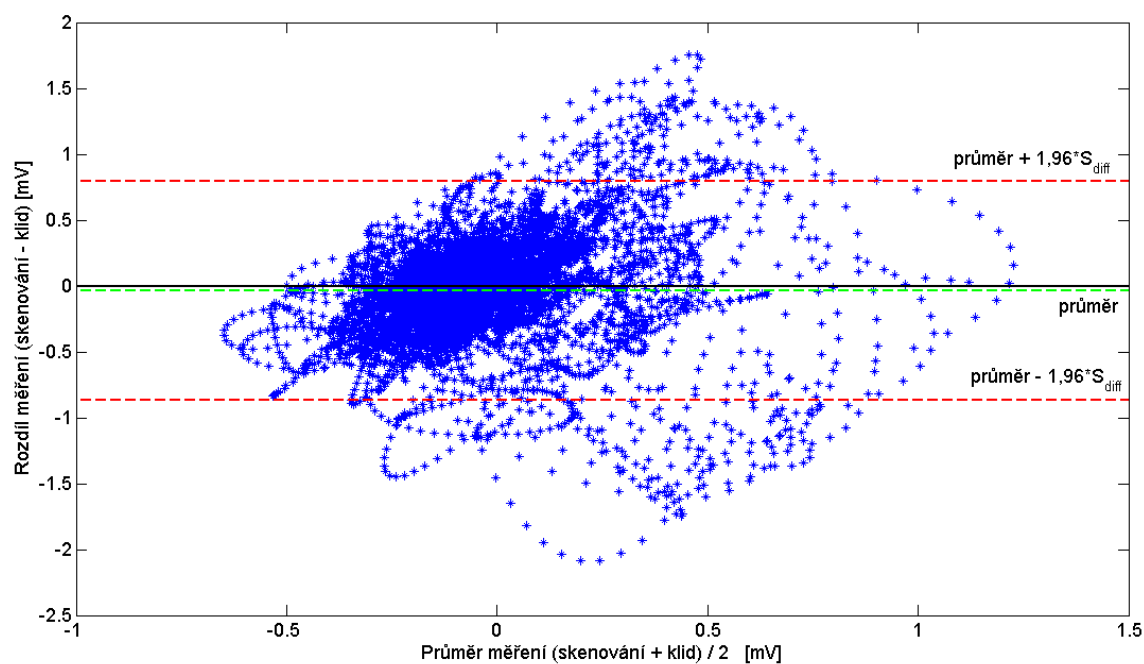
Tab. 15 Výsledky statistických výpočtů provedených z EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu

Svod	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,0883	0,2971	0,2207
II	0,1804	0,4247	0,2991
III	0,1761	0,4196	0,2819

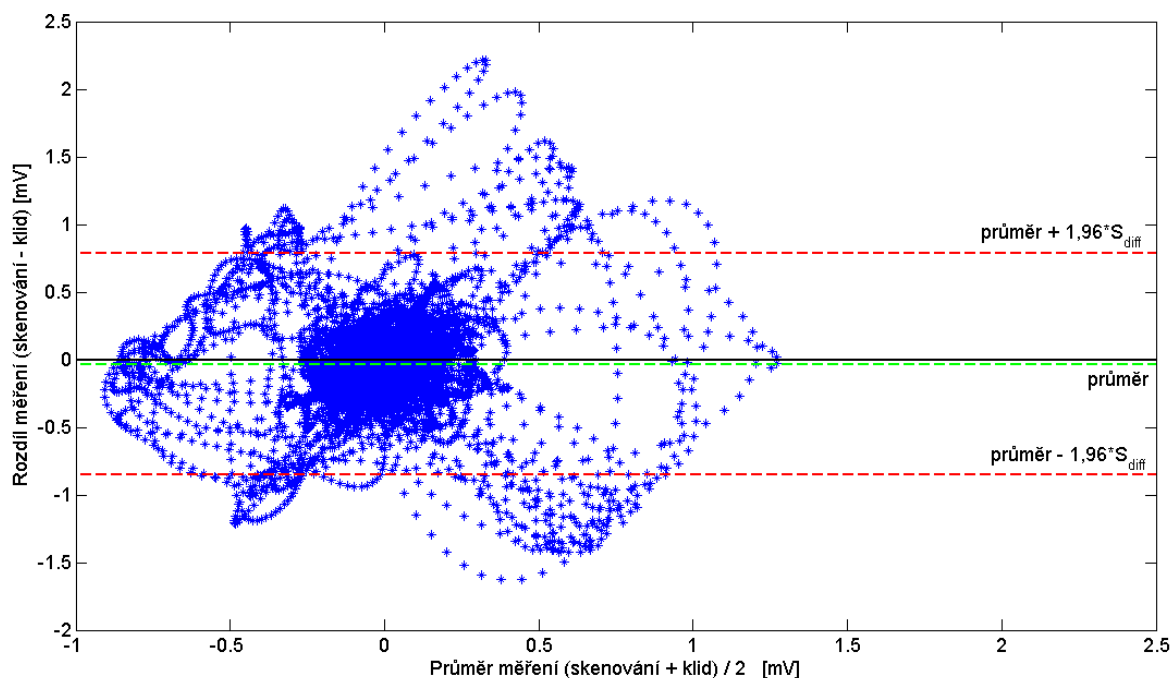
Bland-Altmanovy grafy všech porovnávaných svodů EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením a během sekvence Sag T2 TH bez ztráty signálu jsou zobrazeny na Obr. 123 pro svod I, Obr. 124 pro svod II a Obr. 125 pro svod III.



Obr. 123 Bland-Altmanův graf svodů I EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování)



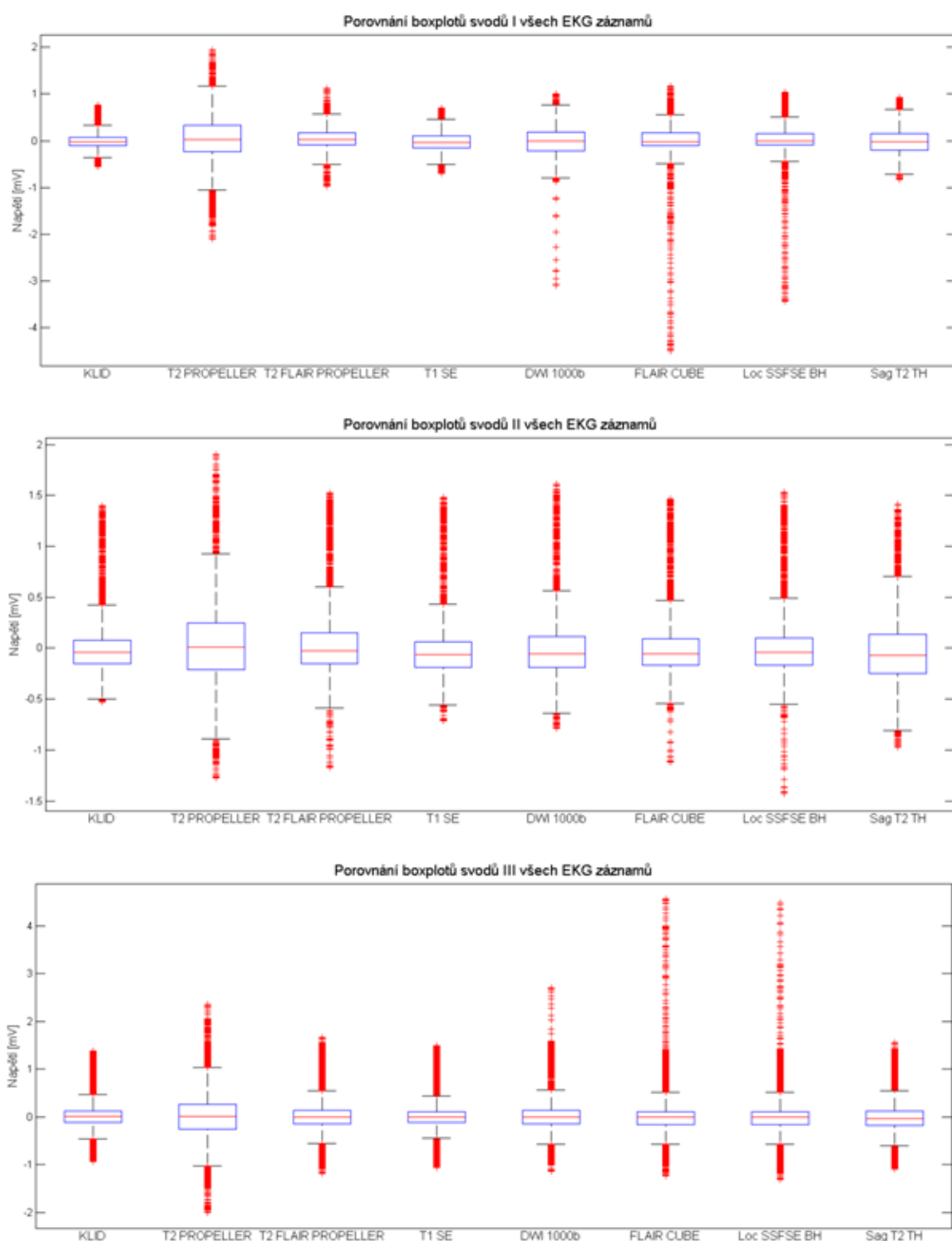
Obr. 124 Bland-Altmanův graf svodů II EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování)



Obr. 125 Bland-Altmanův graf svodů III EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz) naměřených před MRI vyšetřením (v klidu) a při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu (skenování)

Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci Sag T2 TH bez ztráty signálu se tvarem EKG křivek v jednotlivých svodech blíží EKG záznamu, který byl naměřený před MRI vyšetřením, ačkoliv jsou v něm indukované rušivé signály. Tyto rušivé signály se projevují jako zákmity (zarušení) nejen mezi vlnou T a P, ale také jednotlivých vln a kmitů EKG křivky. Indukce rušivých signálů je také patrná z porovnání výkonových frekvenčních spekter jednotlivých svodů EKG záznamu při sekvenci Sag T2 TH (bez ztráty signálu) a EKG záznamu naměřeném před vyšetřením. Obecně také došlo ke snížení amplitud (výkonů) složek výkonového spektra všech svodů EKG záznamu při sekvenci Sag T2 TH a jejich přiblížení ke složkám rušivého signálu, který se indukoval právě do frekvenční oblasti užitečného signálu. Ve všech Bland-Altmanových grafech se většina vnesených hodnot rozdílů měření pohybuje v oblasti, kterou ohraničují limity shody, a osciluje kolem průměru rozdílů měření. Hodnoty rozdílů měření, které překračují limity shody, mohou značit indukované rušivé složky užitečného signálu. Průměr rozdílů měření je všech svodech velmi malý (téměř nulový) a blíží se nulové linii, konkrétně pro svod I je průměr rozdílů měření roven  $-0,0037$  mV, pro svod II je roven  $-0,0379$  mV a pro svod III je jeho hodnota  $-0,0341$  mV. Výpočty MSE, RMSE a MAE a Bland-Altmanovy grafy poukazují na určitou shodnost EKG záznamu (bez ztráty) ze sekvence Sag T2 TH s EKG záznamem naměřeném před MRI vyšetřením. Ačkoliv je tento EKG záznam určitou mírou zarešen, lze z něj získat informaci o tepové frekvenci pacienta.

Na Obr. 126 jsou vykresleny boxploty jednotlivých svodů všech EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz). Boxploty svodů pro sekvenci Sag T2 TH byly vykresleny z EKG záznamu bez ztráty signálu.



Obr. 126 Porovnání boxplotů jednotlivých svodů všech naměřených EKG záznamů (filtrovaných pásmovou propustí 1–20 Hz)

Z vykreslených boxplotů jednotlivých svodů pro všechna měření EKG je patrné, že se z hlediska rozptýlenosti dat, velikosti interkvartilového rozpětí a pozice mediánu nejvíce klidovému EKG záznamu blíží sekvence T2 FLAIR PROPELLER a T1 SE. U ostatních sekvencí dochází



k výskytům odlehlých hodnot, které jsou mnohem větší než u klidového EKG záznamu. Tyto odlehlé hodnoty jsou u sekvencí DWI 1000b, FLAIR CUBE a 3 plane Loc SSFSE BH způsobeny výskytem rušivých signálů, které se v časových průbězích EKG záznamů projevují jako výrazný kmit (zářezy). Největšího interkvartilového, oproti záznamu v klidu, dosahuje sekvence T2 PROPELLER. To může být následek výskytu falešných R kmitů v naměřeném EKG průběhu. Na druhou stranu se všechny ostatní sekvence (kromě T2 PROPELLER) velmi blíží klidovému EKG záznamu z hlediska velikosti interkvartilového rozpětí a pozice mediánu (bez ohledu na extrémní odlehlé hodnoty u výše jmenovaných sekvencí).

Součástí tohoto testování bylo také ověření, zda PPy elektrody a PANI vodiče vytvářejí obrazové artefakty na MRI snímcích. Z toho důvodu byly provedeny skeny hrudníku (s umístěnými PPy elektrodami a PANI vodiči) sekvencemi 3 plane Loc SSFSE BH a Sag T2 TH. Na Obr. 127 je zobrazen MRI snímek hrudníku vytvořený sekvencí 3 plane Loc SSFSE BH se zaznačenou oblastí, kde byly PPy elektrody s PANI vodiči umístěny. Modrý obdélník označuje oblast, kde byly umístěny 2 horní PPy elektrody s připojenými PANI vodiči. Žlutý obdélník ohraničuje oblast, kde rozmístěny 2 spodní PPy elektrody s připojenými PANI vodiči.



Obr. 127 MRI snímek hrudníku vytvořený sekvencí 3 plane Loc SSFSE BH se zaznačeným umístěním PPy elektrod; modrý obdélník (horní PPy elektrody a PANI vodiče); žlutý obdélník (dolní PPy elektrody a PANI vodiče)

MRI snímek pravé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH je zobrazen na Obr. 128. Na tomto MRI snímku je žlutým obdélníkem zaznačena úroveň hrudníku, ve které byl umístěn hrudní pás s PPy elektrodami. Červená šipka označuje oblast, kde byla přichycena PPy elektroda s připojeným PANI vodičem.





Obr. 128 MRI snímek pravé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH se zaznačenou oblastí umístění hrudního pásu a PPy elektrod s připojeným PANI vodičem

MRI snímek levé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH je zobrazen na Obr. 128. Na tomto MRI snímku je modrým obdélníkem zaznačena úroveň hrudníku, ve které byl umístěn hrudní pás s PPy elektrodami. Červená šipka označuje oblast, kde byla přichycena PPy elektroda s připojeným PANI vodičem.



Obr. 129 MRI snímek levé poloviny hrudníku vytvořený sekvencí Sag T2 TH se zaznačenou oblastí umístění hrudního pásu a PPy elektrod s připojeným PANI vodičem

Z výše uvedených MRI snímků (viz Obr. 127, Obr. 128 a Obr. 129) je zřejmé, že PPy elektrody ani PANI vodiče nevytvářejí obrazové artefakty, které snižovaly diagnostickou hodnotu MRI snímku. To potvrdil i radiologický asistent vykonávající MRI vyšetření. Na těchto snímcích nejsou patrné ani náznaky po umístěných PPy elektrodách a PANI vodičích, neboli na MRI snímcích nejsou viditelné.

Na základě výše uvedených grafů a výpočtů lze usoudit, že PPy elektrody a PANI vodiče umožňují měření EKG signálu v průběhu MRI vyšetření s dostatečnou kvalitou EKG signálu a čitelností EKG křivek pro detekci R kmitů k následnému vyhodnocení tepové frekvence. Výsledný signál je ale ovlivněn spuštěnou sekvencí. To je patrné z průběhu EKG záznamu, který byl naměřen při sekvenci T2 PROPELLER. Při této sekvenci se do průběhu indukovaly rušivé signály, které vytvořily falešné hroty připomínající R kmity a tím ztrácí tento signál relevantní informaci o tepové frekvenci pacienta. Také sekvence Sag T2 TH nepříznivě ovlivnila měřený EKG signál tím, že docházelo k výpadkům signálu, ale pouze po dobu 2-3 s. U ostatních testovaných sekvencí se tyto jevy již neprojevily a lze z nich získat informaci o tepové frekvenci pacienta. Ačkoliv byly všechny EKG záznamy naměřené při daných sekvencích filtrovány pásmovou propustí 1-20 Hz pro odfiltrování rušení na vyšších frekvencích a ponechání pouze frekvenčního pásma užitečného signálu, zůstaly v EKG průbězích přítomny rušivé signály, které se indukovaly právě do frekvenční oblasti užitečného signálu.

## **8.2 Návrh testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI**

Na základě výsledků prvotního testování polymerových elektrod a vodičů při MRI vyšetření mohlo být přistoupeno k jejich testování na skupině dobrovolníků. Pro testování polymerových elektrod a svodů na dobrovolnících bylo po konzultaci s vedoucím diplomové práce zvoleno měření třísvodového EKG z hrudníku při MRI sekvencích zaměřených na srdce. Pro všechny dobrovolníky byly zvoleny stejné sekvence, aby naměřené hodnoty mohly být vzájemně porovnávány a vyhodnoceny. Jako referenční EKG záznam pro porovnání EKG naměřeného během MRI vyšetření bylo po konzultaci s vedoucím diplomové práce navrženo snímání třísvodového EKG z hrudníku stejnými polymerovými elektrodami a vodiči těsně před MRI vyšetřením a to vleže. Měření EKG před MRI vyšetřením bylo navrženo vleže z toho důvodu, aby tyto podmínky byly stejné jako měření EKG během MRI vyšetření, při kterém pacient leží na patientském stole. Obě měření EKG byly navrženy a provedeny se stejným rozložením a umístěním elektrod.

Rozložení a umístění elektrod bylo navrženo stejně jako v předchozím měření. Návrh rozložení elektrod spočíval v umístění dvou elektrod na pravý a levý prsní sval blíže k příslušné podklíčkové krajině (na každé straně pouze jedna elektroda) a zbylých dvou elektrod do oblasti mezi kyčelní kostí a hrudníkem na levé a pravé straně těla. Pro uchycení elektrod na určená místa těla bylo využito stejného principu uchycení pomocí hrudních pásů vyrobených z pryžových škrťících obinadel ESMARCH jako v předchozím měření. K těmto hrudním pásům byly elektrody upínány pomocí suchých zipů.

Jako záznamové EKG zařízení bylo zvoleno certifikované EKG zařízení BT12 firmy Corscience umožňující záznam až dvanáctisvodového EKG. K dalším specifikacím EKG zařízení BT12 patří vzorkovací frekvence 500 Hz pro každý kanál, šířka pásma 0,05-150 Hz (digitálně řešené),

zabudovaná defibrilační ochrana, bateriové napájení pomocí 2 AA baterií, Bluetooth pro připojení k počítači.

Na základě konzultace s radiologickým asistentem byly vybrány 2 sekvence zaměřené na srdce, které byly stejné pro každého dobrovolníka. K těmto sekvencím patří T2W/TSE, T1W\_aTSE SENSE. Všechny MRI vyšetření byly provedeny na stejném 1,5 T MRI přístroji s označením Intera Achieva od firmy Philips

### **8.2.1 Realizace testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI**

Měřicí řetězec pro naměření třísvodového EKG na hrudníku PPy elektrodami a PANI vodiči před a během MRI vyšetření byl sestaven podle návrhu zapojení následujícím způsobem, který byl stejný pro všechny dobrovolníky. Čtyři PPy elektrody byly pomocí dvou hrudních pásů přichyceny na tělo dobrovolníka tak, že dvě PPy elektrody byly umístěny na pravý a levý prsní sval blíže k příslušné podklíčkové krajině (na každé straně pouze jedna elektroda) a zbylé dvě PPy elektrody do oblasti mezi kyčelní kostí a hrudníkem na levé a pravé straně těla. Ukázkové umístění PPy elektrod s připojenými izolovanými PANI vodiči a simulace měření klidového EKG vleže je zobrazeno na Obr. 130. Všechna měření EKG byla provedena vleže se stejným rozložením a umístěním elektrod a stejnými PPy elektrodami a PANI vodiči.



Obr. 130 Ukázkové rozmístění PPy elektrod s připojenými PANI vodiči a simulace měření klidového EKG vleže

Všechny izolované PANI vodiče, které byly napevno připojené k příslušným PPy elektrodám, byly vyvedeny do bezpečné vzdálenosti od MRI přístroje, kde se mohly odkládat MRI nekompatibilní věci a přístroje. V této zóně byly na příslušné PANI vodiče připojeny příslušné přívodní vodiče záznamového EKG zařízení BT12. Záznamové EKG zařízení BT12 bylo prostřednictvím technologie Bluetooth bezdrátově připojeno k notebooku s SSD diskem, který byl také umístěn v bezpečné zóně. Notebook a záznamové EKG zařízení BT12 byly bateriově napájeny. Z důvodu zajištění odpovídající kvality vyšetření a MRI snímků byla použita hrudní cívka.

### 8.2.2 Výsledky testování PPy elektrod a PANI svodů na skupině dobrovolníků při MRI

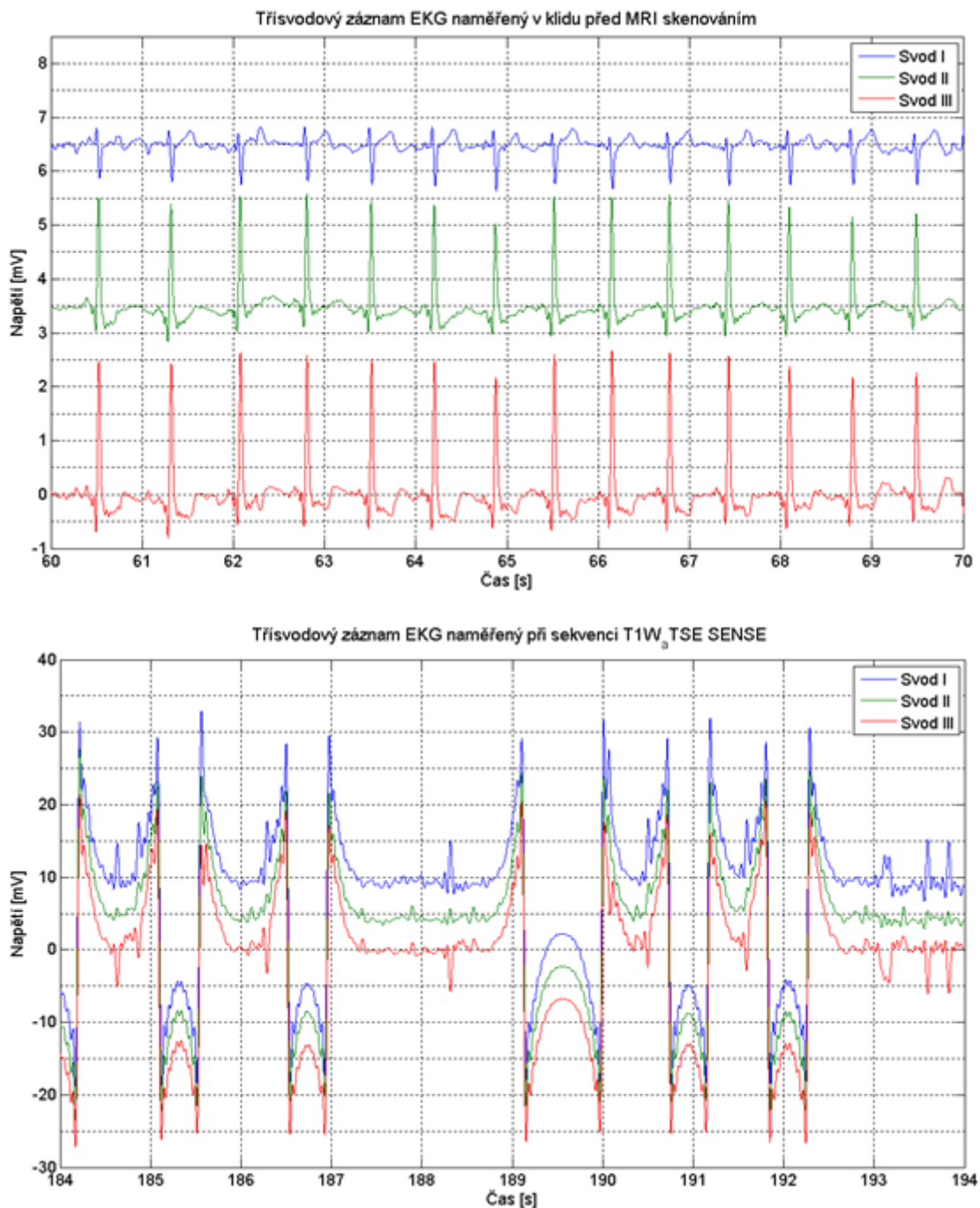
V průběhu prvotních nastavovacích MRI skenů (SURVEY a REFSCAN\_SCC) na prvním dobrovolníkovi nebyly zaznamenány žádné neobvyklé jevy. Po spuštění sekvence T1W\_aTSE SENSE zaměřené na srdce začal dobrovolník pociťovat mírné zahřívání všech PPy elektrod (celkem byly 4). Ze všech PPy elektrod se však nejvíce zahřívala PPy elektroda umístěna na pravém prsním svalu. Přibližně v polovině této sekvence začalo být zahřívání a pálení pravé PPy elektrody tak velké, že daná sekvence musela být přerušena. Zbylé PPy elektrody se sice také zahřívaly, ale nepálily a dovolovaly pokračování v MRI skenování. Po ukončení této sekvence se teplota všech elektrod velmi rychle (až okamžitě) vrátila zpět na svoji původní hodnotu. Na Obr. 131 je bílou šipkou zaznačena oblast, kde byla umístěna pravá PPy elektroda, která v tomto místě způsobila svým ohřevem až zčervenání pokožky.



Obr. 131 Zčervenání pokožky v oblasti umístění pravé PPy elektrody (viz bílá šipka)

Ohřev všech elektrod se projevil také na snímaném třísvodovém EKG záznamu a výsledném MRI snímku sekvence T1W\_aTSE SENSE. Na Obr. 132 jsou vykresleny pro porovnání třísvodový EKG záznam naměřený během sekvence T1W\_aTSE SENSE a třísvodový EKG záznam naměřený před MRI skenováním (v klidu). Třísvodový EKG záznam naměřený při sekvenci T1W\_aTSE SENSE byl filtrován pásmovou propustí 1-20 Hz, jelikož bylo tímto filtrem dosaženo alespoň částečné stabilizace izoelektrické linie a snížení amplitudy některých nežádoucích překmitů. Na tomto záznamu je průběh svodu I posunut o +9 mV, průběh svodu II o +4,5 mV a průběh svodu III byl ponechán bez změny, aby se jednotlivé svody nepřekrývaly. Třísvodový EKG záznam naměřený v klidu před MRI skenováním byl filtrován pásmovou propustí 1-25 Hz, která produkovala nejlepší signál z hlediska kvality signálu. Také na tomto záznamu je průběh svodu I posunut o +6,5 mV, průběh svodu II o +3,5 mV a průběh svodu III byl ponechán bez změny, aby se jednotlivé svody nepřekrývaly.





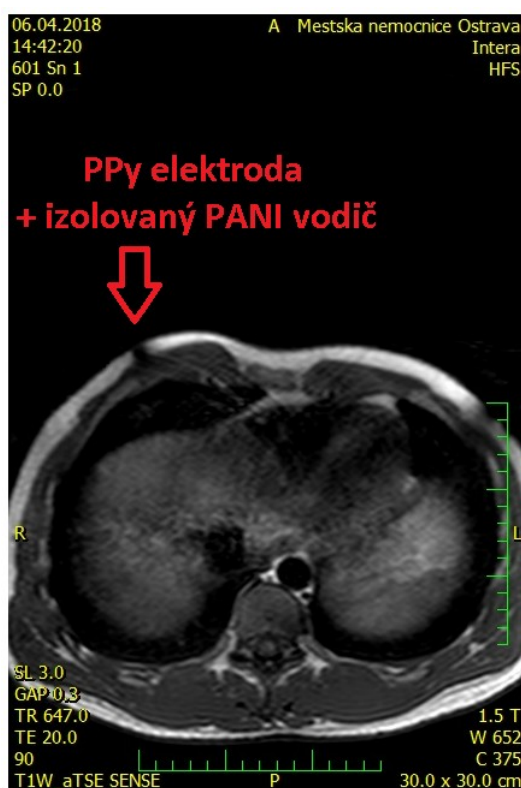
Obr. 132 Třísvodové EKG záznamy naměřené v klidu před MRI skenováním (filtrovány pásmovou propustí 1–25 Hz) a při sekvenci T1W<sub>a</sub>TSE SENSE (filtrovány pásmovou propustí 1–20 Hz)

V průběhu zahřívání PPy elektrod docházelo k výskytu velkého rušení snímaného a přenášeného EKG signálu s častým výpadkem signálu. Výpadek signálu je na daném EKG průběhu zaznamenán ve formě oblouků v záporných hodnotách napětí v rozmezí od  $-5$  mV až  $-15$  mV. Přechod mezi výpadkem signálu a jeho návratem do normálních hodnot je provázen nejdříve výrazným překmitem do záporných hodnot napětí (v rozmezí od  $-15$  mV až  $-27$  mV) a poté okamžitým překmitem do kladných hodnot napětí (v rozmezí od  $20$  mV až  $32$  mV). Při přechodu signálu z normálních hodnot do stavu výpadku signálu se také projevují výše zmíněné překmity, ale

nejprve dochází k překmitu do kladných a poté do záporných hodnot ležících ve výše zmíněných rozmezích. Ačkoliv je do EKG signálu (v době mimo výpadek signálu) zaneseno rušení, lze v takovém signálu alespoň detekovat R kmity neboli informaci o tepové frekvenci dobrovolníka.

Výpadek a zarušení signálu mohlo být způsobeno ohřevem PPy elektrod, funkcí přiložené hrudní RF cívkou a také zvolenou sekvencí.

Zahřívání PPy elektroda způsobila na MRI snímku (ze sekvence T1W\_aTSE SENSE) artefakt, který se projevil jako zčernání oblasti pod umístěnou PPy elektrodou. Na Obr. 133 je červenou šipkou zaznačen vzniklý obrazový artefakt a také umístění příslušné PPy elektrody a PANI vodiče. Na druhou stranu se tento artefakt projevuje pouze u povrchových struktur a nezasahuje do hlubších vnitřních struktur. Také je výskyt obrazového artefaktu omezen pouze na lokální oblast umístění PPy elektrody a nerozšiřuje se do okolí. Pruh rozprostírající se od oblasti artefaktu do vnitřních struktur není zřejmě způsobený PPy elektrodou, neboť podobný pruh je na dalších snímcích (stejně sekvence) zrcadlově vytvořen i na druhé polovině hrudníku.



Obr. 133 MRI snímek vytvořený sekvencí T1W\_aTSE SENSE ( $T_R$ : 647,0 a  $T_E$ : 20,0) se zaznačeným artefaktem a umístěním příslušné PPy elektrody s izolovaným PANI vodičem (viz červená šipka)

Pro ověření, zda se zahřívání elektrod bude projevovat i u jiné sekvence, byla zpuštěna druhá (naplánovaná) sekvence T2W/TSE. Při této sekvenci se ohřev všech elektrod dostavil mnohem dříve než při předešlé sekvenci T1W\_aTSE SENSE. Tudíž nebylo ani možné ze sekvence T2W/TSE vygenerovat MRI snímky. Na základě těchto zjištění bylo z hlediska bezpečnosti dobrovolníků testování zrušeno.

Celý tento nepříjemný incident byl s největší pravděpodobností způsoben přiloženou hrudní cívkou, která byla umístěna do stejné oblasti jako PPy elektrody a PANI vodiče. Nejbližší k hrudní cívkou byla však umístěna pravá PPy elektroda, která ze všech PPy elektrod vykazovala největší ohřev.

Důkazem může být také velmi rychlý (až okamžitý) návrat teplot všech PPy elektrod zpět na jejich původní hodnotu.

Před dalším testováním PPy elektrod a PANI vodičů na dobrovolnících nebo pacientech podstupujících MRI vyšetření srdce, je nutné odhalit přesnou příčinu ohřevu. Také je nutné kvantifikovat, o kolik se zvýší teplota PPy elektrody a PANI vodiče a zda se zahřívá pouze PPy elektroda, pouze PANI vodič nebo dochází k ohřevu u obou z nich. Také by se měla odhalit příčina rušení a výpadku měřeného EKG signálu, zda to bylo způsobeno ohřevem PPy elektrod (popřípadě PANI vodičů), funkcí přiložené hrudní RF cívky nebo zvolenou sekvencí.

### **8.3 Shrnutí výsledků testování PPy elektrod a PANI svodů při MRI vyšetření**

Z výsledků provedených testování PPy elektrod a PANI vodičů na dobrovolnících a skupině dobrovolníků vyplývá, že PPy elektrody a PANI vodiče umožňují snímat a přenášet EKG signál při MRI vyšetření za předpokladu, že PPy elektrody ani PANI vodiče nebudou umístěny pod cívkou (v tomto případě hrudní cívkou). Když je tento požadavek dodržen, tak PPy elektrody a PANI vodiče jsou schopny snímat a přenášet EKG signál s dostatečnou kvalitou a čitelností jeho průběhu pro detekci R kmitů. Z detekovaných R kmitů lze vyhodnotit tepovou frekvenci pacienta během MRI vyšetření. Při dodržení výše zmíněného požadavku nezpůsobí PANI elektrody ani PANI vodiče obrazové artefakty na MRI snímcích, nezahřívají se a nepálí. Na druhou stranu je snímáný EKG signál závislý na spuštěné MRI sekvenci, což se např. při sekvenci T2 PROPELLER projevilo jako indukce rušivého signálu ve formě kmitů připomínající R kmity. Při sekvenci Sag T2 TH naopak došlo k výpadkům signálu, ale pouze po dobu 2-3 s. U ostatních sekvencí se tyto jevy neobjevily.

V případě, že se PPy elektrody (popřípadě PANI vodiče) umístí při MRI vyšetření pod povrchovou cívkou (v tomto případě hrudní cívkou) dochází v průběhu sekvence k jejich zahřívání s následným pálením pokožky, velkému rušení a výpadku měřeného EKG signálu s tvorbou obrazového artefaktu na MRI snímcích. Tento případ byl zaznamenán při testování na dobrovolnících. Před dalším testováním PPy elektrod a PANI vodičů na dobrovolnících nebo pacientech podstupujících MRI vyšetření srdce, je nutné odhalit přesnou příčinu ohřevu. Také je nutné kvantifikovat, o kolik se zvýší teplota PPy elektrody a PANI vodiče a zda se zahřívá pouze PPy elektroda, pouze PANI vodič nebo dochází k ohřevu u obou z nich. Také by se měla odhalit příčina rušení a výpadku měřeného EKG signálu, zda to bylo způsobeno ohřevem PPy elektrod (popřípadě PANI vodičů), funkcí přiložené hrudní RF cívky nebo zvolenou sekvencí.

## 9 Závěr

Diplomová práce navazuje na moji bakalářskou práci (viz [13]), která se zabývala testováním alternativních polymerových elektrod a svodů (vodičů). Výsledkem bakalářské práce bylo vytvoření nejlepší kombinace polymerových elektrod a vodičů z hlediska jejich schopnosti snímat a přenášet EKG signál v co nejlepší kvalitě. Nejlepší kombinací bylo spojení polypyrrolových (PPy) elektrod a polyanilinových (PANI) vodičů, které při přichycení na tričko umožňovaly snímání EKG signálu z hrudníku s 96,7% shodou s EKG signálem naměřeným konvenčními nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a klasickými vodiči. PPy elektrody a PANI vodiče jsou zcela nekovové a neobsahují ani nanočástice kovu.

Cílem diplomové práce bylo testování výše zmíněné kombinace PPy elektrod a PANI vodičů (svodů) z hlediska tvorby obrazových artefaktů a schopnosti snímat a přenášet EKG signál při zobrazovacích vyšetřeních. Pro ověření těchto vlastností PPy elektrod a PANI vodičů bylo zvoleno testování na RTG, CT a MRI. Před prvotními testy na těchto zobrazovacích modalitách bylo přistoupeno k prodloužení délky PANI vodičů na 10 m s následným ověřením, zda PANI vodiče budou schopné přenášet EKG signál na této délce. Důvodem prodloužení PANI vodičů bylo zajištění jejich dostatečné délky, která by umožnila při testování na MRI vyvedení PANI vodičů do řídicí místnosti, kde může být připojeno záznamové MRI nekompatibilní EKG zařízení. Testování PANI vodičů o 10 m spočívalo v přenesení jednosvodového EKG ze simulátoru do záznamového EKG zařízení. Tento EKG signál byl následně porovnán s jednosvodovým EKG signálem přeneseným ze EKG simulátoru klasickými kovovými vodiči. Oba jednosvodové EKG záznamy byly naměřeny současně ze stejného EKG simulátoru. Z výsledků testování vyplývá, že PANI vodiče o délce 10 m umožňují přenášet EKG signál, který se z hlediska kvality a síly amplitudy signálu velmi blíží EKG signálu přeneseného klasickými kovovými vodiči. Korelačním koeficientem byla shoda těchto dvou signálů určena na 96,7 %.

Po otestování délky PANI vodičů bylo přistoupeno k testování PPy elektrod a PANI vodičů na CT z hlediska tvorby obrazových artefaktů a schopnosti snímat a přenášet EKG signál při CT vyšetření. Testovacím subjektem nemohl být zvolen dobrovolník, neboť při CT vyšetření je dotyčná osoba ozářena škodlivým rentgenovým zářením, jehož dávka nesmí v součtu s dalšími dávkami ionizujících záření přesáhnout hodnotu předepsanou na rok. Dávka při CT vyšetření je mnohonásobně vyšší než např. při RTG vyšetření. Kvůli zdlouhavému jednání s vedením nemocnic (podepsání smluv, schválení etickou komisí atd.) o umožnění realizace testování na pacientech, kteří jsou již z určitého důvodu indikováni na CT vyšetření, muselo být přistoupeno k alternativním řešením. Testování obrazových artefaktů bylo provedeno na testovacích modelech, kterými jsou agar, PET lahev naplněná vodou a CT fantom využívaný ke kalibraci CT. Na tyto testovací modely byly umístovány v dostatečné vzdálenosti nejdříve samotné PPy elektrody a nalepovací Ag/AgCl elektrody. Poté byly na testovací modely rozmístěny PPy elektrody s připojenými PANI vodiči a nalepovací Ag/AgCl elektrody s připojenými klasickými svody. Nalepovací Ag/AgCl elektrody a kovové vodiče sloužily jako referenční elektrody a vodiče pro následné porovnání. Výsledné CT snímky poukázaly na CT nekонтрастnost PPy elektrod a PANI vodičů, které na CT snímcích nebyly vidět a nezpůsobovaly obrazové artefakty jako v případě Ag/AgCl elektrod. Primář radiologického oddělení, kde probíhalo testování, potvrdil, že PPy elektrody ani PANI vodiče nevytvářejí obrazové artefakty a nesnižují diagnostickou hodnotu CT snímků. Jako alternativní řešení pro měření EKG při CT vyšetření, bylo zvoleno měření třísvodového EKG PPy elektrodami a PANI vodiči na tzv. umělém pacientovi. Umělý



pacient byl vytvořen EKG simulátorem, přírodnými vodiči a Ag/AgCl elektrodami. Pro ověření zda CT skenování ovlivní měřený EKG signál, bylo přistoupeno k porovnání třísvodových EKG signálů naměřených PPy elektrodami a PANI vodiči před a během CT skenování. Výsledky testování potvrdily předpoklad, že CT skenování neovlivňuje měřený EKG signál. Jelikož se do EKG záznamu naměřeného během CT skenování zanesly pohybové artefakty způsobené nepatrným pohybem na rozhraních elektrolyt-Ag/AgCl elektroda a elektrolyt-PPy elektroda při posouvání stolu, vyšly hodnoty korelačních koeficientů „pouze“ 0,9511 pro svod I, 0,9644 pro svod II a 0,9718 pro svod III.

Testování PPy elektrod a PANI vodičů při RTG vyšetření bylo omezeno pouze na testování obrazových artefaktů a jejich porovnání s nalepovacími Ag/AgCl elektrodami a kovovými vodiči, jelikož čas expozice RTG záření je velmi krátký pro naměření dostatečné délky záznamu. Z výše uvedených důvodů muselo být přistoupeno ke zvolení zvířete (kočky) jako testovacího subjektu, na který byly umístěny v určité vzdálenosti PPy elektroda s připojeným PANI vodičem a nalepovací Ag/AgCl elektroda s kovovým vodičem. Výsledný RTG snímek potvrdil, že PPy elektroda a PANI vodič nezpůsobují na RTG snímku obrazové artefakty, jako v případě klasické Ag/AgCl elektrody a kovového vodiče, a nejsou na snímku viditelné. Na RTG snímku byla viditelná pouze izolace PANI vodiče vyrobená z polyolefinu, která ovšem umožňovala prostoupení RTG záření a zobrazení struktur nacházejících se pod ní.

Na závěr byly PPy elektrody a PANI vodiče testovány z hlediska tvorby obrazových artefaktů na MRI snímcích a schopnosti snímat a přenášet EKG signál při MRI vyšetření. Testování bylo provedeno na dobrovolníkovi podstupujícím MRI vyšetření hlavy a na skupině dobrovolníků podstupujících MRI vyšetření zaměřené na srdce. V obou případech se porovnávaly třísvodové EKG záznamy naměřené PPy elektrodami a PANI vodiči před MRI vyšetřením a při MRI vyšetření (při jednotlivých sekvencích). Z výsledků provedených testů PPy elektrod a PANI vodičů na dobrovolníkovi a skupině dobrovolníků vyplývá, že PPy elektrody a PANI vodiče umožňují snímat a přenášet EKG signál při MRI vyšetření za předpokladu, že PPy elektrody ani PANI vodiče nebudou umístěny pod cívkou (v tomto případě hrudní cívkou). Když je tento požadavek dodržen, tak PPy elektrody a PANI vodiče jsou schopny snímat a přenášet EKG signál s dostatečnou kvalitou a čitelností jeho průběhu pro detekci R kmitů. Z detekovaných R kmitů lze vyhodnotit tepovou frekvenci pacienta během MRI vyšetření. Na základě takto vyhodnocené tepové frekvence a naměřené EKG křivky se ošetřující personál může rozhodnout, zda je potřeba přerušit MRI vyšetření a zahájit nezbytné úkony k odvrácení nebezpečného stavu pacienta. Např. zahájit resuscitaci pacienta v případě srdeční zástavy. Při dodržení výše zmíněného požadavku nezpůsobují PPy elektrody ani PANI vodiče obrazové artefakty na MRI snímcích, nezahřívají se a nepálí. Na druhou stranu je snímáný EKG signál závislý na spuštěné MRI sekvenci, což se např. při sekvenci T2 PROPELLER projevilo jako indukce rušivého signálu ve formě kmitů připomínající R kmity. Při sekvenci Sag T2 TH naopak došlo k výpadkům signálu, ale pouze po dobu 2–3 s. U ostatních sekvencí (při měření na dobrovolníkovi podstupující vyšetření hlavy) se tyto jevy neobjevily. V případě, že se PPy elektrody (popřípadě PANI vodiče) umístí při MRI vyšetření pod povrchovou cívkou (v tomto případě hrudní cívkou) dochází v průběhu sekvence k jejich zahřívání s následným pálením pokožky, velkému rušení a výpadku měřeného EKG signálu s tvorbou obrazového artefaktu na MRI snímcích. Tento případ byl zaznamenán při testování na skupině dobrovolníků.

Před dalším testováním PPy elektrod a PANI vodičů na dobrovolnících nebo pacientech podstupujících MRI vyšetření srdce, je nutné odhalit přesnou příčinu ohřevu. Také je nutné kvantifikovat, o kolik se zvýší teplota PPy elektrody a PANI vodiče a zda se zahřívá pouze PPy

elektroda, pouze PANI vodič nebo dochází k ohřevu u obou z nich. Také by se měla odhalit příčina rušení a výpadku měřeného EKG signálu, zda to bylo způsobeno ohřevem PPy elektrod (popřípadě PANI vodičů), funkcí přiložené hrudní RF cívky nebo zvolenou sekvencí.

## Použitá literatura

- [1] WEBSTER, John G. a John W. CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. New York: Wiley, c1998. ISBN 0-471-15368-0.
- [2] CIERNIAK, Robert. *X-ray computed tomography in biomedical engineering*. New York: Springer, c2011. ISBN 978-0-85729-026-7.
- [3] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, c2000. ISBN 0-8493-0461-X.
- [4] KRAMME, Rüdiger, Klaus-Peter HOFFMANN a Robert S. POZOS, ed. *Springer handbook of medical technology*. Heidelberg: Springer, c2011. ISBN 978-3-540-74657-7.
- [5] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002. ISBN 0-12-550711-9.
- [6] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [7] CARR, Joseph J. a John M. BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall, c2001. ISBN 0-13-010492-2.
- [8] SAWHNEY, G.S. *Fundamentals of biomedical engineering*. New Delhi: New Age International, 2007. ISBN 9788122425499.
- [9] WEBB, Andrew R. *Introduction to biomedical imaging*. Hoboken, New Jersey: Wiley, c2003. ISBN 978-0-471-23766-2.
- [10] MADIHALLY, Sundararajan V. *Principles of biomedical engineering*. Boston: Artech House, c2010. ISBN 978-1-60807-055-8.
- [11] DALE, Brian M., Mark A. BROWN a Richard C. SEMELKA. *MRI Basic Principles and Applications*. Fifth edition. [online]. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 2015 [cit. 2018-04-25]. ISBN 9781119013068.
- [12] MILLIS, Richard, ed. *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis* [online]. InTech, 2012 [cit. 2018-04-25]. ISBN 978-953-307-923-3.
- [13] POLOMÍK, Jan. *Návrh a realizace biopotenciálových elektrod* [online]. Ostrava, 2016 [cit. 2017-12-27]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/116274>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava

## Rešeršní zdroje

- [14] LEPOLA, Pasi, Sami MYLLYMAA, Juha TÖYRÄS, Anu MURAJA-MURRO, Esa MERVAALA, Reijo LAPPALAINEN a Katja MYLLYMAA. Screen-printed EEG electrode set for emergency use. *Sensors and Actuators A: Physical* [online]. 2014, **213**, 19-26 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1016/j.sna.2014.03.029. ISSN 09244247. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092442471400154X>
- [15] MYLLYMAA, Sami, Pasi LEPOLA, Juha TÖYRÄS, Taina HUKKANEN, Esa MERVAALA, Reijo LAPPALAINEN a Katja MYLLYMAA. New disposable forehead electrode set with excellent signal quality and imaging compatibility. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2013, **215**(1), 103-109 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2013.02.003. ISSN 01650270. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016502701300068X>
- [16] D'ANDREA, Giancarlo, Albina ANGELINI, Camillo FORESTI, Pietro FAMILIARI, Emanuela CAROLI a Alessandro FRATI. Platinum-Iridium Subdermal Magnetic Resonance Imaging-Compatible Needle Electrodes Are Suitable for Intraoperative Neurophysiological Monitoring During Image-Guided Surgery With High-Field Intraoperative Magnetic Resonance Imaging. *Neurosurgery* [online]. 2014, **10**, 387-392 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000432. ISSN 0148-396x. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ons/article-lookup/doi/10.1227/NEU.0000000000000432>
- [17] AWARA, Kousuke, Ryuhei KITAI, Makoto ISOZAKI, Hiroyuki NEISHI, Kenichiro KIKUTA, Naoki FUSHISATO a Akira KAWAMOTO. Thin-film electroencephalographic electrodes using multi-walled carbon nanotubes are effective for neurosurgery. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2014, **13**(1), 166- [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1186/1475-925X-13-166. ISSN 1475-925x. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-166>
- [18] BONMASSAR, Giorgio, Kyoko FUJIMOTO, Alexandra J. GOLBY a Essa YACOB. PTFOS: Flexible and Absorbable Intracranial Electrodes for Magnetic Resonance Imaging. *PLoS ONE* [online]. 2012, **7**(9), e41187- [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1371/journal.pone.0041187. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0041187>
- [19] VASIOS, Christos E., Leonardo M. ANGELONE, Patrick L. PURDON, Jyrki AHVENINEN, John W. BELLIVEAU a Giorgio BONMASSAR. EEG/(f)MRI measurements at 7 Tesla using a new EEG cap ("InkCap"). *NeuroImage* [online]. 2006, **33**(4), 1082-1092 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.07.038. ISSN 10538119. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811906007968>
- [20] DAS, Rohit R., Brendan P. LUCEY, Sherry H.-Y. CHOU, Patricio S. ESPINOSA, Amir A. ZAMANI, Barbara A. DWORETZKY, Edward B. BROMFIELD a Jong Woo LEE. The Utility of Conductive Plastic Electrodes in Prolonged ICU EEG Monitoring. *Neurocritical Care* [online]. 2009, **10**(3), 368-372 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1007/s12028-008-9142-3. ISSN 1541-6933. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12028-008-9142-3>
- [21] ZHAO, Siyuan, Xiaojun LIU, Zheng XU, et al. Graphene Encapsulated Copper Microwires as Highly MRI Compatible Neural Electrodes. *Nano Letters* [online]. 2016, **16**(12), 7731-

7738 [cit. 2017-09-20]. DOI: 10.1021/acs.nanolett.6b03829. ISSN 1530-6984. Dostupné z:  
<http://pubs.acs.org/doi/10.1021/acs.nanolett.6b03829>